

TESIS DOCTORAL

*ANÁLISIS DE CORROSIÓN
EN TORNILLOS PROTÉTICOS
DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES.
ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y
RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS
MATERIALES.*

Presentado por:
Manuel Martínez Olmedo

Directores:
Dr .D. Francisco Antonio Corpas Iglesias
Dr .D. Francisco Javier Iglesias Godino

Linares 2018

UNIVERSIDAD DE JAÉN
ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE LINARES

Departamento de Ingeniería Química Ambiental y de los Materiales



A mis padres.

*“No hay mejor maestro que el procurador de la esperanza y
el que incentiva a la imaginación”*

San Juan Bosco

Agradecimientos:

A los doctores Francisco Antonio Corpas Iglesias y Francisco Javier Iglesias Godino verdaderos baluartes de la ciencia que tiende puentes entre disciplinas para conseguir el éxito. Vuestro apoyo constante y sin fisuras me ha hecho llegar hasta este lugar.

Mi gratitud al doctor José María Gómez de Salazar Caso de los Cobos, mente brillante y verdadero motor científico de las aportaciones más significativas al conocimiento de esta tesis. Todo un honor contar con su respaldo y amistad sincera.

A mis mejores obras, Leyre y Ángela María. Que gracias a mi querida esposa Carmen María, son el estímulo que hace vivir la vida con ilusión y esperanza.

A mi hermano Víctor. Insigne abogado, persona recta y ejemplo para ver como el esfuerzo es la base de cualquier proyecto.

A Pablo Fernández Lietor y Francisco de Borja Díaz Cabezas. Ingenieros de grandes capacidades profesionales y humanas, ayuda constante para finalización de esta tesis doctoral.

El microscopio electrónico de la Universidad de Jaén ha sido un elemento clave en esta investigación, han sido muchas sesiones y muchas horas junto a su responsable para lograr los objetivos. Gracias, Amparo Martínez Morales.

Mi gratitud a mis amigos, aquellos a los que yo he tenido la suerte de escoger. Los que nunca me tacharon de loco por apostar por dos ciencias tan distantes y tan cercanas para desarrollar mi tesis doctoral.

ÍNDICE

1	OBJETIVOS	12
2	ESTADO DEL ARTE INTRODUCCIÓN	13
2.1	Generalidades	13
2.2	Calidad de Vida Oral	14
2.3	El Papel de la Ingeniería	14
2.3.1	Consideraciones generales del titanio	14
2.3.2	El titanio como material biocompatible	15
2.4	La degradación de los metales. Tipos de corrosión	17
2.4.1	Disolución uniforme	22
2.4.2	Corrosión galvánica	23
2.4.3	Corrosión por concentración celular	24
2.4.4	Corrosión por fisura	25
2.5	El entorno como fuente de corrosión de los materiales	29
2.5.1	Efectos degradativos del entorno biológicos	29
2.5.2	Influencia del entorno biológico	31
2.5.3	Control de la corrosión en el medio biológico	32
2.5.4	La cavidad oral como factor de corrosión	33
2.6	La implantología como fenómeno transformador de la salud	34
2.6.1	Impacto	34
2.6.2	Complejo implante-pilar-corona	36
2.6.3.	Complicaciones en implantología	36
2.6.3.1	Etiología	38
2.6.3.2	Aspectos diferenciadores implante vs diente. Biomecánica	41
2.6.3.3	Complejo periodontal vs hueso perimplantario	42
2.7	Complicaciones biomecánicas en implantología	45
2.7.1	Fracturas de implantes y componentes	46
2.7.2	Manipulación iatrogénica en la colocación de implantes	46
2.7.3	Defectos de manufacturación	47
2.7.4.	Diseños biomecánicamente inadecuados	47
2.7.5.	Factores relativos al paciente	47

2.8	Prevencción de fracturas en implantes y componentes	48
2.8.1	Elección del tipo de titanio	48
2.8.2	Diseño de los implantes	50
2.8.3	Factores de prevención en la colocación de implantes	53
2.8.4	Recubrimiento de los tornillos protéticos en prótesis sobreimplantes	54
2.8.5	Tipos de recubrimiento en tornillos protéticos en prótesis sobreimplantes	56
	a) Carbono	56
	b) Nitruro de Titanio	58
	c) Carburo de Wolframio	59
	d) Oro y sus aleaciones	61
	e) Politetrafluoruro de etileno	62
	f) Plata	64
	g) Cobre	66
2.8.6	Sellado de chimeneas (chambers) como factor de corrosión	67
2.8.6.1	Elección del material de sellado y ajuste pasivo	67
3	MATERIALES Y MÉTODOS	78
3.1	Metodología	78
3.2	Evaluación de la manufacturación	80
3.3	Corrosión	86
3.4	Evaluación de microcraks	87
3.5	Recubrimientos experimentales	87
3.6	Análisis de las propiedades mecánicas de los tornillos protéticos	90
3.7	Análisis de Fuerza Atómica (AFM)	91
4	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	95
4.1	Análisis tornillos protéticos. Modelo Control	95
4.2	Análisis de los tornillos recubiertos comercialmente	98
4.2.1	Astra Tech	98
4.2.2	Nobel Biocare	99
4.2.3	Biomet 3i.Superficie Goldtite	100
4.3	Análisis de los tornillos recubiertos experimentalmente	102
4.3.1	Recubrimiento nanopartículas de plata	102
4.3.2	Recubrimiento nanopartículas de cobre	103
4.3.3	Recubrimiento nanopartículas de plata y cobre	103
4.4	Análisis SEM y EDS tornillos protéticos sometidos a proceso de corrosión	104
4.4.1	Tornillos protéticos control tras corrosión	104
4.4.2	Análisis de tornillos protéticos recubiertos comercialmente tras someterlos a proceso de corrosión	107

4.4.3	Análisis de tornillos protéticos recubiertos de manera experimental sometidos a proceso de corrosión	109
4.5	Ensayos de tracción	113
4.5.1	Tornillos protéticos no sometidos a corrosión	
4.5.2	Tornillos protéticos sometidos a corrosión	
4.6	El fenómeno de la corrosión y sus consecuencias	123
4.6.1	Colonización del tornillo protético a través del gap implante-abutment	124
4.6.2	La microfiltración externa hacia el tornillos protético	125
4.6.3	La importancia del ajuste de las conexiones para el mantenimiento del complejo implante-pilar-corona	131
5	CONCLUSIONES	132
6	REFERENCIAS	133
7	PAPER FINAL	146

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

RESUMEN:

Introducción:

La cavidad oral posee características de alta concentración de sales minerales, proteínas y células, capaces de modificar la integridad de la unidad implante dental-pilar-prótesis. La protección de los tornillos protéticos dentales frente al fenómeno de la corrosión y la mejora de sus características estructurales, son dos pilares sobre los que descansa el éxito de las restauraciones a largo plazo. El titanio y sus aleaciones lanzan al medio oral iones que no son perjudiciales para la salud, sin embargo gracias a la integridad de la capa de óxido inerte formada en su superficie soporta la corrosión. La alteración de dicha capa se manifiesta en lesiones de estriación por fatiga que causan la pérdida de la integridad del tornillos protético.

Objetivos:

Evaluar la calidad en el maquinado de los tornillos comerciales. Observar el comportamiento de los tornillos comerciales y experimentales al fenómeno de la corrosión. Determinar la acción inhibitoria de la corrosión de la adición superficial de nanopartículas de plata y cobre en nuestros modelos de tornillo experimental y su comportamiento en pruebas mecánicas.

Material y método:

Observación de tornillo protéticos comerciales de cinco marcas y características superficiales diferentes en SEM y EDS, tal como los distribuye el fabricante y tras someterlos a un proceso de corrosión en saliva artificial en cámara de temperatura constante de 36.5°. Mismo proceso de análisis, observación y corrosión en tornillos control y tornillos con recubrimientos experimentales en nanopartículas de Ag, Cu y Ag-Cu. Análisis de tracción en máquina universal de ensayos de tornillos control y experimentales. Análisis de AFM de tornillos experimentales.

Resultados:

Los defectos de manufacturación son notables en la zona de las espiras de los tornillos no recubiertos, presentando un mejor acabado los tornillos Nobel Biocare donde el micronálisis determino estar recubiertos de WC. El producto de corrosión se acumula en la zona de los valles debilitando estructuras y aumentando los microcracks preexistentes de la manufacturación. Las nanopartículas inhiben en parte la formación de producto de corrosión y por tanto la acidificación de la superficie del tornillo.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Las pruebas mecánicas concluyeron que tras el fenómeno corrosivo la resistencia a la tensión no se modificaba por el uso de nanopartículas, sin embargo el módulo elástico en algunos casos superó el 50% en los tornillos experimentales frente al control. Sin embargo la elongación disminuyó hasta un 35%.

Conclusiones:

La calidad del maquinado de los tornillos protéticos comerciales es mejorable, especialmente los no recubiertos. El comportamiento frente a la corrosión mejora con los recubrimientos, también con los experimentales. El aumento del módulo elástico de los tornillos experimentales puede mejorar el comportamiento a largo plazo de los mismos.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

ABSTRACT

Introduction:

The oral cavity has some characteristics of high concentration in mineral salts, enzymes, proteins and cells, which modify the implant-abutment-prosthesis unity. The protection of the dental implant abutment screw for corrosion and the improvement in its structure are one of the keys of success in our new restorative treatment in the long term. The titanium and its alloys release to the oral medium ions, which are not thought to be health damaging. However, thanks to its resistance to corrosion due to the layer formed with inert oxide the layer remains constant. In spite of this fact, there are phenomena which produce fatigue striation.

OBJECTIVES

Evaluate the quality in the machining process in commercial screws. Observe the behaviour of the commercial screws towards the corrosion phenomenon. Determine the inhibiting action of the corrosion in the addition surfaces of the silver and copper nanoparticles in our experimental screw models and their behaviour in mechanical tests.

MATERIAL AND METHOD

Observation of dental implant abutment screws from five commercial brands and different surface characteristics in SEM and EMS as they are distributed by manufactures and after being submitted to a corrosion process in artificial saliva in a chamber in constant temperature of 36.5°. The same process of analysis, observation and corrosion in control screws and experimental screws with nanoparticles coated in Ag, Cu and Ag-Cu.

RESULTS

The manufacturing defects are considerable in the zone of the non-coated screw turns, producing a better finish in Nobel Biocare screws, in which the microanalysis determined they are coated with WC.

The product of corrosion is accumulated in the valleys and they weaken structures and increase the preexisting manufacturing microcracks.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

The nanoparticles inhibit partly the product of corrosion and consequently the acidification of the screw surface. The mechanical tests concluded that after the corrosion phenomenon the resistance to the tension is not modified by the use of nanoparticles, but the elastic modulus in some cases exceeded a 50% in experimental screws against the control screws. However, the elongation decreases a 35%.

CONCLUSIONS

The quality of the machining in dental implant abutment screws is improvable, especially in non-coated screws. Their behaviour when facing corrosion improve with coatings, also with the experimental ones. The increase of the elastic modulus in experimental screws can improve their behaviour in the long term.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

1. OBJETIVOS

- Análisis de la calidad de manufacturación de tornillos protéticos mediante uso de SEM y EDS.
- Análisis de las alteraciones que el medio oral en este caso la saliva artificial, produce sobre la superficie de tornillos protéticos.
- Análisis mediante SEM ,EDS y AFM de la superficie de tornillos protéticos de Ti sin recubrimiento y con recubrimientos comerciales de DCL, TiN, WC, TiCN, así como los recubrimientos experimentales de nanopartículas de Ag y Cu.
- Análisis de la alteración de las propiedades mecánicas producidas por los procesos de corrosión a los que de manera experimental se han sometido los tornillos protéticos.
- Análisis los resultados de ensayos de tracción de los tornillos protéticos control y experimentales.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2. ESTADO DEL ARTE. INTRODUCCIÓN

2.1. Generalidades.

Una de las disciplinas biomédicas que ha sufrido más transformación en las últimas décadas sin duda es la odontología. En palabras del profesor Carl Mish “La odontología actual está dirigida a restablecer la morfología, la función, la estética, la fonética y la salud del sistema estomatognático, independientemente del grado de atrofia, alteración o lesión del mismo” Este concepto tan global de esta especialidad médica huye de antiguos conceptos que van más allá de la simple reposición de dientes perdidos o la difusión de hábitos saludables por parte de los profesionales de la odontología. La sustitución de estructuras más allá de los propios dientes implica la participación de múltiples profesionales donde la ingeniería tiene un papel preponderante ya que es capaz de proporcionar herramientas que posibiliten al clínico el desarrollo de su trabajo.

El hallazgo casual por parte del profesor Branemark del fenómeno de la osteointegración se produce en los años 60. Al tratar de retirar una cámara con componente de titanio del interior de la tibia de un animal de experimentación se percata de que algo ha sucedido que impide desalojar la cámara del interior óseo, la llamada osteointegración u oseointegración (Branemark et al, 1963,1969)

El profesor Branemark la describe así “coexistencia continua, estructural, funcional y simbiótica entre tejidos biológicos altamente diferenciados y remodelados, que proveen funciones clínicas específicas y duraderas sin iniciar mecanismos de rechazo” .El desarrollo de las aplicaciones clínicas para controlar y ser la base para nuestros tratamientos rehabilitadores fue y está siendo el elemento transformador de una ciencia que se ha transformado desde el concepto tradicional antes descrito a un sinfín de aplicaciones clínicas que mejoran la vida de nuestros pacientes.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.2. Calidad de Vida Oral

La denominada “Calidad de la Vida Oral” (Monero-Martín ,2006) en lo que a la implantología se refiere, se basa en ofrecer tratamientos que en base a la evidencia científica, aporten la rehabilitación de la eficacia masticatoria, estética aceptable, fonación adecuada, facilidad en la higiene y durabilidad. Los problemas relacionados con el aparato estomatognático pueden a priori carecer de importancia si los comparamos con otras patologías de índole general, más incapacitantes del tipo al cáncer o minusvalías. Sin embargo recientes estudios (Locked et al, 2000) han estudiado mediante índices cualitativos la calidad que los propios perciben de su estado bucal, así como autores como Strauss (Strauss et al 1993) apunta a que un 39% de los pacientes ancianos entrevistados declararon que la presencia de dientes y el desarrollo de sus funciones les afectaba de manera significativa a su calidad general de vida.

2.3 El Papel de la Ingeniería

2.3.1 Consideraciones generales del Titanio:

El titanio y sus aleaciones han atraído la atención de todos los campos de la medicina gracias a sus cualidades mecánicas y de resistencia a la corrosión. Su cualidad de no desarrollar inicialmente una reacción alérgica inicial y una buena tolerancia a largo plazo lo han convertido en el biomaterial por excelencia de los que se ponen en contacto con tejidos biológicos en el ser humano (Ratner et al, 2013) .

Son tres las aleaciones que usa habitualmente la industria. El titanio comercialmente puro (cpTi), Ti-6Al-4V y el Ti-6Al-7Nb. Representado la mayor parte de los elementos manufacturados comercialmente con Ti. El titanio y sus aleaciones pueden ser clasificados en tipo α (HCP: hexagonal closed-packed crystalline structure), cercano a tipo α , (tipo $\alpha+\beta$) y tipo β (BCC: body centered-cubic crystalline structure). Los elementos aleados de titanio se dividen en α estabilizados o β estabilizados. Elementos como Al, Sn, Ga, Zr y otros intersticiales como son el C, O y/o el N solos o en combinación, disueltos en la matriz de titanio y que están fuertemente unidos, producen pequeños cambios en las temperaturas de transformación de HCP (α) a BCC (β) cuando el titanio puro se calienta y cuando el paso es de BCC a HCP cuando se enfría. Son conocidos como α estabilizadores los que exhiben buen comportamiento a temperatura. Los elementos de aleación que decrecen esta fase de transformación con la temperatura los consideramos β estabilizadores, como elementos metálicos de transición que mejorarán la friabilidad como el V, Mo, Nb, Ta o Cr. (Ivansihin et al, 1996). Además elementos de aleación como Fe, Cu, Ni, Si y B se asocian en las aleaciones de Ti para mejorar su fuerza, estabilidad química y refinamiento del grano. Por el crecimiento de la porción en fase α es conocido que la temperatura de tránsito a fase β crece. A alta temperatura por tanto la fuerza mejora y también su flexibilidad. Por el crecimiento de la fase β su aumento de temperatura le confiere propiedades superelásticas.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo



Figura 1. Características generales del titanio. Fuente propia

2.3.2 El Titanio como material biocompatible

El Titanio es un elemento químico cuyo símbolo es “Ti”, siendo un metal de los llamados de transición. Su color es gris plata, tiene elevado punto de ebullición a 3260°C y fusión a 1668°C. Su extracción se lleva a cabo de la corteza terrestre, no necesitando grandes profundidades lo que lo hace un elemento de alta disposición. Posee gran firmeza y dureza, siendo su propiedad de la alta resistencia a la corrosión química y ambiental su gran baza para uso clínico.

El titanio comercialmente puro y las aleaciones como el Ti6Al4V se han mostrado como el gran aliado de la implantología gracias a sus propiedades de biocompatibilidad. Sin embargo, el paso del tiempo y el uso masivo de los dispositivos que conocemos como complejo implantoprótesis han puesto en liza algunos problemas que la sociedad científica trata de resolver con la ayuda de la ingeniería. Ha sido comprobado que la cantidad de iones que libera al medio fisiológico es insignificante al igual que otros metales aleados potencialmente tóxicos como el cobalto, el hierro o el propio titanio pero que constituyendo una solución sólida nos garantizan la biocompatibilidad a largo plazo, algo absolutamente fundamental para contar con ellos en medicina y sus diversas aplicaciones clínicas.

La excelente resistencia a la corrosión constituye otro pilar básico para su uso ya que la formación de una capa de óxido inerte en la superficie de nuestros implantes y aditamentos protésicos inhibe en parte el ataque del medio fisiológico al metal, confiriendo una protección fundamental.

El titanio comercialmente puro se presenta en 4 tipos o grados normalizados, en función de los elementos intersticiales que son los que determinan sus propiedades mecánicas. . Por tanto el grado 1 es el más puro y el grado 4 el que más impurezas presenta y mayores valores de capacidad de resistencia mecánica.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Alloy Name	UNS Nbr.	Condition	Yield Strength (ksi)	Tensile Strength (ksi)	Elongation	Reduction of Area	Rockwell Hardness	NACE MR0175
Grade 2	R50400	Anneal	40	50	20	30	88-100Rb	100Rb Max
Grade 7	R52400	Anneal	40	50	20	30	88-100Rb	No
Grade 12	R53400	Anneal	50	70	18	25	88-100Rb	92Rb Max
Grade 9 (3AL-2.5V)	R56320	Anneal	70	90	15	25	24-28Rc	No
Grade 5 (6AL-4V)	R56400	Anneal	120	130	10	25	28-35Rc	No
Grade 28 (3Al-2.5V-Ru)	R56323	Anneal	70	90	15	25	24-32Rc	32Rc Max
Grade 29 (6AL-4V ELI-Ru)	R56404	Anneal	110	120	10	25	28-35Rc	35Rc Max
6AL-6V-2Sn	R56620	Anneal	135-160	147-170	8-12	15-30	28-36Rc	No
6AL-2Sn- 4Zr-6 Mo	R56260	Solution Treat & Age	130-165	145-175	6-20	10-35	35-45Rc	45Rc Max
Grade 19 (Beta-C)	R56640	Solution Treat & Age	115-180	120-190	5-20	10-35	32-45Rc	42Rc Max

Figura 2. Titanio y sus elementos de aleaciones.
Tomada de [www. http://www.titaniumengineers.com](http://www.titaniumengineers.com)

	Resistencia a la tracción (MPa)	Límite elástico (MPa)	Elongación (%)
Grado 1	240	170	24
Grado 2	345	275	20
Grado 3	450	380	18
Grado 4	550	485	15

Figura 3. Propiedades mecánicas del Titanio según sus grados.
Tomada Martínez-Villalobos, 2004.

Otra de las ventajas del titanio para su aplicación en ciencias médicas es su módulo de elasticidad de 110 GPa, es un 50% menos que los aceros inoxidable y las aleaciones de cobalto. El módulo de elasticidad ósea es absolutamente variable en función de la localización y la anatomía concreta del área, pero si la literatura en general marca una media de 20 GPa podríamos afirmar que el módulo de elasticidad estaría en un entorno más cercano que otros metales, algo extremadamente importante en la dinámica masticatoria y el mantenimiento de nuestros implantes y su entorno óseo.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

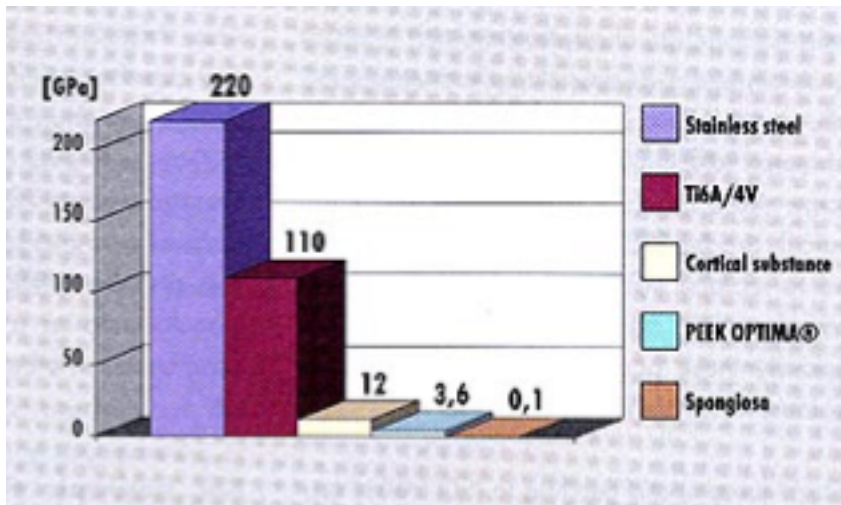


Figura 4. Módulos de elasticidad diferentes entre biomateriales (GPa).
Tomada de Ratner, 2013.

2.4. La degradación de metales. Tipos de Corrosión.

La degradación de metales debido al entorno se llama corrosión (Marek, 2009). Puede dar como resultado la incorporación de elementos de degradación al cuerpo humano como es el caso de los implantes, una pérdida de masa, de integridad mecánica, cualidades estéticas y mientras se produce el proceso corrosivo causar inflamación, necrosis local, reacciones de tipo inmune o cualquier proceso relacionado con la salud de huésped. Es importante la intensidad de estas reacciones aunque no menos que determinar su posible toxicidad, capacidad de alergenicidad o de inducción a la carcinogénesis.

La corrosión interacciona con conductores eléctricos, como el metal, de modo que fluidos con capacidad de conducción como la saliva puede verse envuelta en procesos electromecánicos, con cambios en la superficie de metales disolviendo iones.

La pasivación de la superficie de titanio de nuestros implantes y aditamentos protege de la degradación ambiental de nuestros metales. La relación entre el potencial redox y la solubilidad suele resumirse en los diagramas de Pourbaix donde se muestran que fase predomina cuando se ponen en contacto un metal con agua, en función del pH y del potencial redox. De modo que en condiciones más reductoras el potencial será más estable y en condiciones más oxidantes, si el pH es bajo, predominará la formación de iones disueltos. Si el pH es mayor, en función del catión metálico, predominará la disolución o la formación de óxido insoluble.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

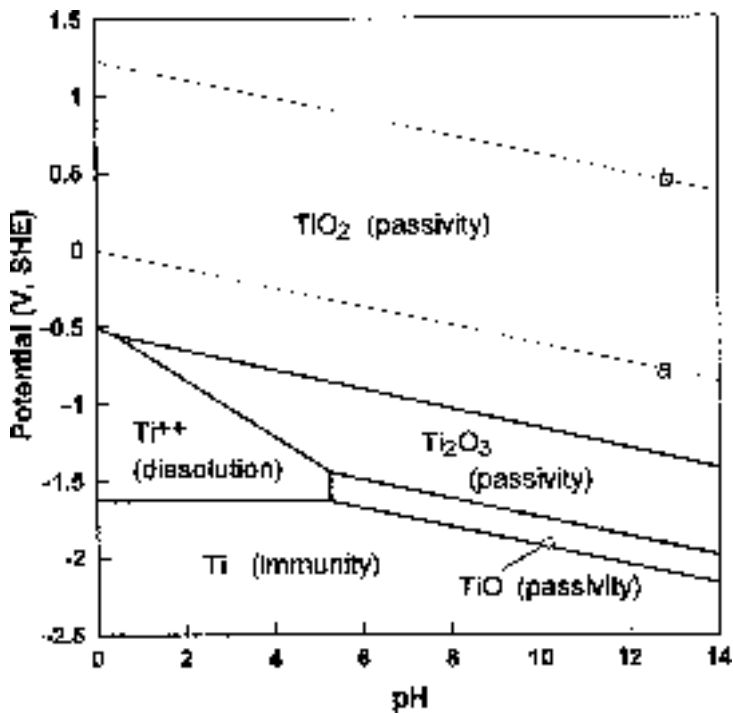


Figura 5. Diagrama de Pourbaix. Titanio. Tomada Wikipedia.org.

La formación de un óxido poco estable no garantiza un buen comportamiento. El óxido de nuestros metales en concreto del titanio debe formar una película muy estable que rápidamente cubra toda la superficie del metal, para evitar el contacto del metal desnudo con el fluido. Por tanto, este fenómeno de la pasivación del metal va a ser clave para el uso del titanio siendo un proceso cinético y no termodinámico.

En el uso práctico los metales que se usan como implantes no están conectados a ningún electrodo ni su uso se condiciona a una polarización eléctrica. Sin embargo el fenómeno de la corrosión si se rige por un mecanismo electroquímico, con reacción anódica y otra catódica. En la superficie del implante se dan ambas reacciones donde el ánodo y el cátodo forman un célula electroquímica cortocircuitada.



ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

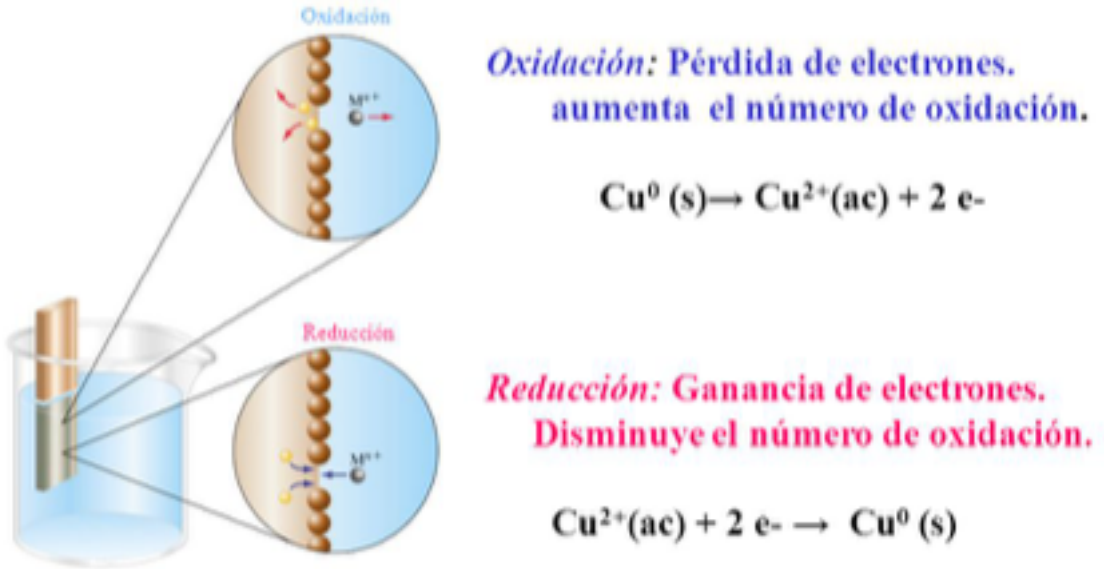


Figura 6 Esquema de Oxidación-reducción según potencial electroquímico. Semicelda electroquímica. Tomada Ratner, 2013.

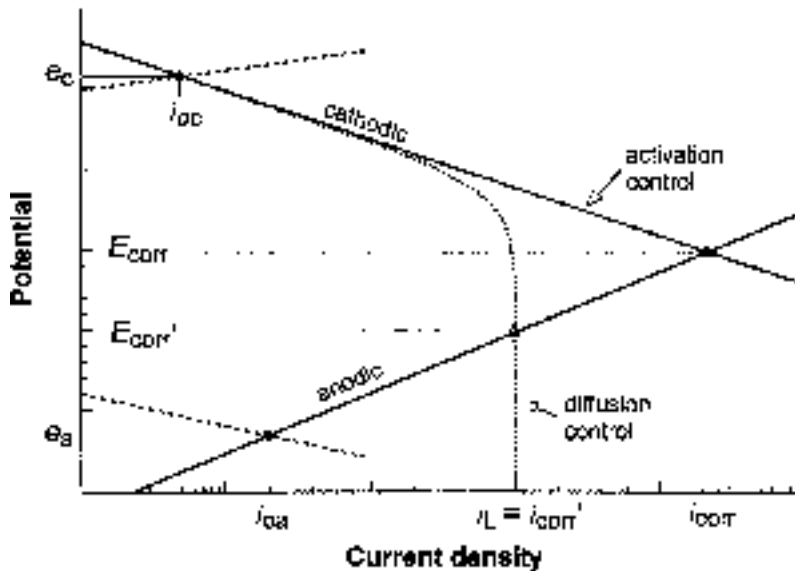


Figura 7. Esquema de corrosión. Imagen tomada bibliotecadigital.ilce.edu.mx

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Cuando un Metal (M) se oxida en el electrodo de trabajo y en el electrodo de referencia se forma hidrógeno. Los electrodos que se regeneran en el ánodo se mueven a través de un circuito externo hasta el cátodo. Si contamos el número de electrones que circulan estaremos midiendo el número de átomos de metal que se oxidaron. De este modo el número de electrones que circulan por unidad de tiempo sería la intensidad de corriente que a su vez mediría la velocidad de corrosión (figura 2). La corriente circulante aumentará exponencialmente con la diferencia de potencial $E-E_0$, donde consideramos E_0 como potencial de equilibrio. Los metales fácilmente corrosibles darán lugar a corrientes elevadas, incluso para pequeños valores sobre el potencial $E-E_0$, mientras que metales pasivos se caracterizarán porque valores altos de $E-E_0$ darán corrientes muy pequeñas, sólo a grandes potenciales se romperá la pasividad y los metales se corroerán.

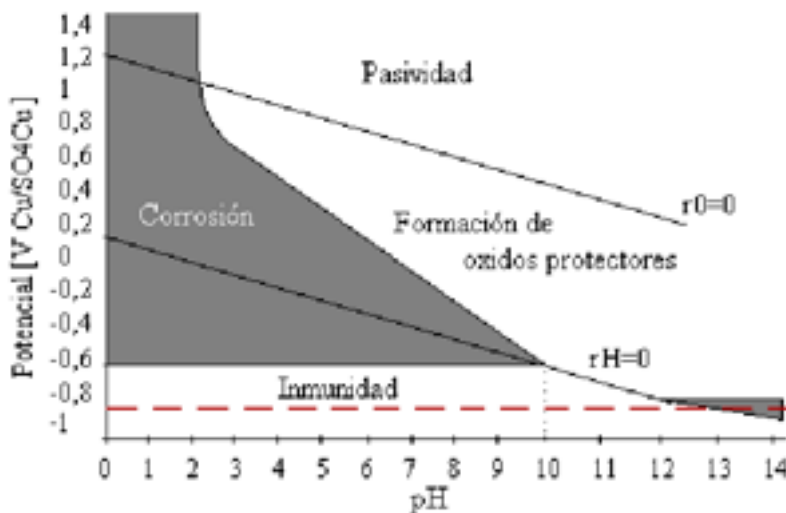


Figura 8 Esquema de pasivación del Titanio. Tomada web Ingenierosdelacrisis.wordpress.com

Como este comportamiento depende de la capa de óxido que se forma en los primeros estadios, el agregar cantidades menores de metales aleantes, va a mejorar la formación inicial de la pasividad de esa capa externa de óxido y por tanto mejorar las cualidades del metal. Volviendo a los fenómenos electromagnéticos que regulan la corrosión, los potenciales que reciben nuestros metales se van ajustando según sean las velocidades de reacción anódica y catódica. Si la anódica es más rápida, se acumula un exceso de electrones en el metal, su potencial será más negativo, la velocidad de la reacción anódica irá disminuyendo. Pero cuando el potencial va volviéndose más negativo, la velocidad de la reacción catódica aumenta por un exceso de electrones. Se terminará alcanzando un equilibrio en las velocidades y a ese potencial lo conoceremos con potencial de corrosión. Por lo que un material metálico

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

que funcione adecuadamente como biomaterial debe estar caracterizado por tener baja corriente de corrosión, debido a que los potenciales de corrosión son muy sensibles a las sustancias disueltas en medio acuoso, como es la saliva, pudiendo romper la pasividad de nuestros materiales activando la disolución del metal. Como ejemplo será el caso de los iones Cl⁻ que destruyen la pasividad de muchos aceros inoxidable y medios alcalinos que pueden acabar con la pasividad del aluminio. En la gráfica podemos apreciar cómo las pendientes de la corriente anódica aumentan en órdenes de magnitud, cambiando el potencial de corrosión e iniciando la disolución activa del metal. Lo que implica el aumento de iones al medio que se ha relacionado con la aparición de enfermedades de tipo sistémico como el Alzheimer (Suay-Llopis et al 2002).

En el momento en el que esta pasivación no se produce, en el caso de los implantes, los osteoclastos no dejan lugar a los osteoblastos que segregarán la matriz extracelular que luego se convertirá en hueso hacia el implante, por lo que se produce una reacción de cuerpo extraño. En este caso la irritación no la ocasiona una interacción química o electromecánica, la tendencia es por tanto la de remover el metal o cuerpo extraño (Craig, 1993). Así el tamaño y la forma jugarán un papel importante, ya que partículas y fluidos suelen ser ingeridos por los macrófagos y los objetos más grandes como los implantes sufren una encapsulación por la creación de un epitelio celular exterior que crea una membrana y una capsula fibrosa.

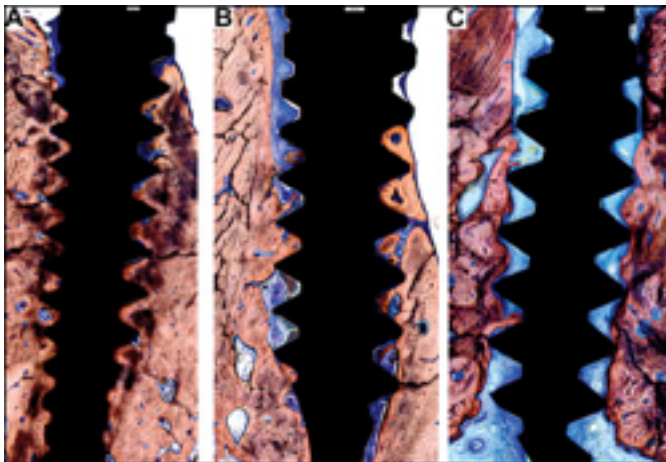


Figura 9. La imagen A y B muestran un íntimo contacto de la matriz ósea mineralizada y la superficie del titanio del implante dental.

Mientras que la imagen C muestra una área no mineralizada de tono azulado alrededor del titanio. (Canullo,2007).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Algunas de las causas para esta fibrointegración en los implantes dentales son la falta de biocompatibilidad del material implantológico, un trauma quirúrgico excesivo o séptico, falta de una mínima estabilidad primaria intraoperatoria o la existencia de tejido fibroso del lecho del implante.

Basándonos en que la corrosión tiene un importante papel en la acción electroquímica, consideraremos que la corrosión está sujeta a unas condiciones específicas de las que depende su desarrollo, este complejo fenómeno dependerá de muchos factores que se entrecruzan según propiedades electroquímicas particulares, localizaciones concretas y la influencia del medio, en nuestro caso el oral. Por ello se introducen a continuación los distintos tipos de corrosión.

2.4.1. Disolución uniforme

El proceso de la corrosión es fácilmente analizable cuando existen procesos de oxidación y reducción que se producen de manera uniforme a lo largo de la superficie del metal. Pero no ocurre en la práctica, la oxidación y reducción podría ocurrir de manera aleatoria en la superficie atómica de distintas zonas con las mismas propiedades intercambiando y permitiendo una continua redistribución. Sin embargo son los defectos de la estructura de tipo cristalino, espacios intersticiales, dislocaciones o impurezas donde se focalizan estos fenómenos de corrosión jugando un papel importante en la oxidación y reducción. Las condiciones para el desarrollo corrosivo suelen darse cuando hay múltiples aleaciones, donde las fases pueden ser claramente anódicas o catódicas. Las superficies previamente lisas van mostrando aumento de rugosidad con lo que se produce un estado activo de corrosión. Una corrosión uniforme en materiales pasivados preserva en parte la superficie lisa, con bajas tasas de corrosión ya que la capa de disolución química es relativamente uniforme.

No suele recibir en la literatura mucha atención el hecho diferencial de las aleaciones en la corrosión, donde la corrosión se produce selectivamente ya que hay más actividad electroquímica debido a sus componentes, donde tenderá a disolver preferencialmente produciéndose unos microcracks en la superficie. El crecimiento del potencial de corrosión en el tiempo va unido al crecimiento de una capa de óxido o formación de producto de corrosión, pero realiza una disolución selectiva que contribuye al efecto corrosivo (Marek, 2009).

Por todo ello el parámetro que usaremos es la tasa de corrosión. Para biomateriales la tasa de corrosión es muy baja, se determina por técnicas electroquímicas como la densidad de corrosión actual. Desde el punto de vista fisiológico sería importante hallar un valor según la toxicidad y la tolerancia de cuerpo según los diferentes elementos. Aunque la densidad de corrosión actual se puede convertir en masa usando la Ley de Faraday con la excepción de los metales puros donde la determinación es menos directa porque los elementos no necesariamente se disuelven en tasas relativamente iguales que las tasas atómicas de las aleaciones.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.4.2. Corrosión Galvánica

En la corrosión de tipo galvánica la degradación se produce por la combinación de dos o más metales que contactan o bien mantienen una relación de tipo electrónico. La interacción por galvanismo también ocurre entre disimilares fases pero en múltiples materiales, en concreto la corrosión tiene lugar cuando son dos o más componentes de diferentes materiales como puede ser una prótesis metálica removible de cromo cobalto y los componentes de titanio de las prótesis sobreimplantes.



Figura 10. Restauraciones metálicas de amalgama de plata. Fuente propia

Para que se produzca la corrosión galvánica los potenciales de corrosión (E_{corr}) de los materiales que individualmente están presentes en boca tienen que ser diferentes. Cada material actuará como un electrodo independiente que con los diferenciales de potencial creará una corriente, de modo que la polarización actual del momento originará un potencial galvánico (E_g). Así los electrodos con bajo potencial individual ($E_{corr} < E_g$) se polarizarán hacia una dirección positiva (anódica), sus tasa de oxidación por tanto superará a la de reducción, por lo que la presencia de fenómenos galvánicos hará aumentar la corrosión que en su ausencia se daría en menos medida. Cuando sin embargo es mayor el potencial de corrosión ($E_{corr} > E_g$) que es el que genera el galvanismo, la polarización es hacia negativo, por lo que en este caso es catódica lo que puede ser un factor protector.

La severidad de la corrosión galvánica también depende de la polarización, especialmente de la anódica. El efecto de la interacción galvánica es el crecimiento del potencial anódico y si éste no da como resultado un aumento de la tasa de oxidación, no habrá corrosión galvánica.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

La corrosión galvánica en nuestro medio de estudio, la boca, constituye un caso muy particular, en la cavidad oral puede darse multitud de tratamientos restauradores realizados con distintos materiales metálicos que además mediante la masticación están en contacto físico permanente. Pueden producir una corriente eléctrica que, a través de tejidos y fluidos llega a los terminales nerviosos produciendo fenómenos de dolor. Las condiciones para la interacción galvánica son más comunes en metales usados para prótesis que en los propios implantes dentales, ya que el uso por el contacto de metales nobles como las coronas de oro o las amalgamas de plata puede dar lugar a ella. Sin embargo, la introducción de supraestructuras de oro en prótesis sobreimplantes deja esta posibilidad muy abierta a la variabilidad de materiales empleados.

Cuando dos restauraciones de diferentes metales se ponen en contacto, se inicia una corriente galvánica, que si es alta podría producir dolor. El contacto intermitente de las restauraciones de la mandíbula contra el maxilar inferior es la mayor causa de picos de corriente, pero a veces la formación de óxido en el ánodo puede reducir ese efecto.

2.4.3. Corrosión en celda (crevice corrosion)

La corrosión de celda o espacios lleva aparejada un potencial de corrosión en función de los fluidos en que estén vehiculizados y de sus distintas áreas de polarización. Mientras que en la corrosión galvánica los diferentes potenciales venían dados por las propiedades de las diferencias de la electroquímica de sus superficies, la corrosión en celda o espacios podríamos encuadrarla en las diferencias de los electrolitos que rodean las reacciones en las zonas con actividad electrónica.

El equilibrio de los potenciales en las reacciones electroquímicas se producirá en función de la concentración iónica de acuerdo con la ecuación de Nernst y la diferencia de potencial generada que se crea con las diferencias en concentración de aniones y cationes. Iones de hidrógeno, oxígeno disuelto e iones metálicos son los reactivos o productos de corrosión en disolución acuosa, además de las propias células presentes en saliva.

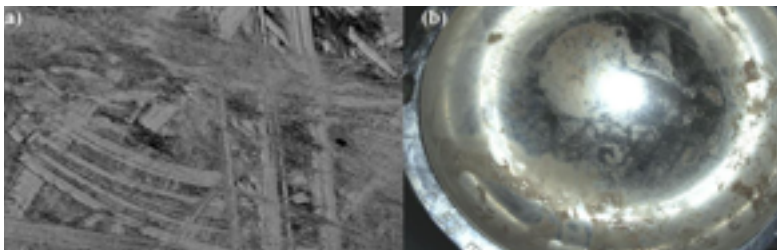


Figura 11. Fretting corrosion o corrosión por rozamiento en acetábulo prótesis de cadera.
Tomada de www.orthobullet.com

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

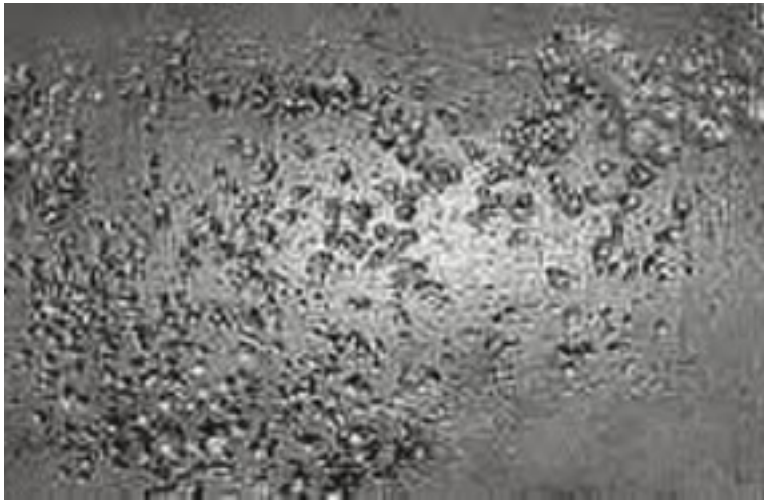


Figura 12, Pitting corrosion. Toma de Ginzel R, 2012

En un ión de metal la concentración celular en área expuesta da una baja concentración de iones tendiendo a hacer mayor la disolución y bajar el potencial individual de corrosión. Cuando conectamos con un área muy iónica se polariza hacia un gran potencial de otra área llegando al ánodo, lo que eleva las tasas de corrosión. Las diferencias en la concentración de los cátodos reactivos, de un lado los iones hidrógeno o el oxígeno disuelto de otro, no dan directamente una tasa de diferencial de corrosión de la zona.

2.4.4. Corrosión por fisura

Excepto la degradación que se produce cuando se unen los efectos mecánicos y la corrosión, la corrosión por fisura es la forma más agresiva de corrosión en el estudio de nuestro biomateriales. Se da especialmente en metales expuestos que han sufrido pasivación y que están expuestos a iones cloro donde regiones pequeñas activan una corrosión anódica alrededor de superficies catódicas que lentamente van atacando superficies pasivadas.

El mecanismo de corrosión por defecto tipo hoyo o fisura es prácticamente el mismo, la única diferencia es su iniciación, la fisura necesita una rotura de la capa pasivada para establecer unas condiciones de corrosión. En ausencia de una acción mecánica que provoque la aparición de grietas o cracks la rotura aparece por fenómenos electroquímicos. Ocurrirá cuando aumenta el potencial y se produce un defecto, lo llamaremos Potencial de rotura (Eb) o potencial de fisura.

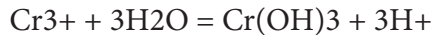
ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

En la corrosión espontánea la ruptura ocurre cuando el potencial de corrosión crece con el tiempo hasta superar el potencial de ruptura. De este modo los metales con bajos potenciales de rotura son más susceptibles a la iniciación de grietas o defectos aumentando la cinética anódica y catódica. Por tanto, el potencial de corrosión no puede exceder del equilibrio potencial de las reacciones catódicas, que puede ser considerado como el mínimo valor (E_b) para mantener la inmunidad del metal frente a la aparición de fisuras.

Se ha descrito que las fisuras pueden iniciarse por las impurezas de la propia superficie del metal, teoría en la que más adelante trataremos de ahondar con ayuda de las microfotografías. Una vez que el metal comienza sus reacciones de corrosión al contacto con el medio, se produce una reacción de repasivación que podríamos llamar preventiva. El cambio más importante que se produce es una acidificación de su superficie dando como resultado reacciones químicas entre iones metálicos y agua. Se produce una hidrólisis.

En el caso del cromo es la siguiente:



La reacción consume la disolución de iones metálicos, precipita producto sólido de corrosión y se generan iones hidrógeno causando una caída del pH. La alta acidificación generada por la reacción hidrolítica frena la repasivación porque la alta solubilidad del óxido baja el pH. La precipitación de sólidos no es protectora y puede impedir el transporte iónico activando la superficie.

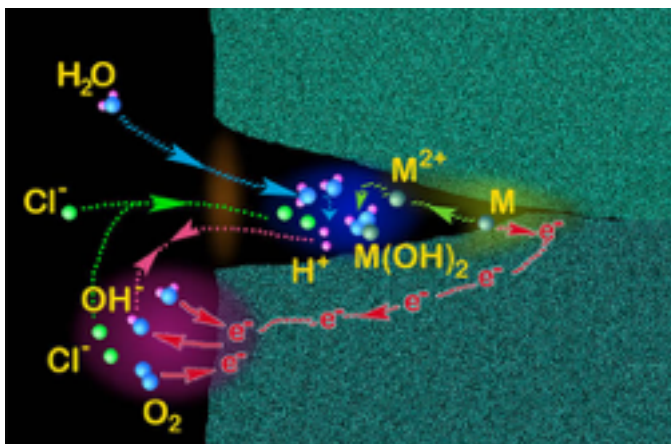


Figura 13. Corrosión por fisura (Ratner ,2013)

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

La reacción de hidrólisis comienza cuando la concentración de metal encuentra unos valores críticos que van en función del pH y la solubilidad de producto. Para metales de características pobres a los óxidos e hidróxidos, los cuales forman una capa pasiva estable, la acidificación empezará más temprano que en los metales con poca pasivación. La caída del pH continúa y la concentración iónica crecerá, porque cuanto más oxidación más bajará el pH, hasta encontrar un equilibrio en el transporte iónico en el hoyo o defecto formado o la concentración de metal sea tan grande y precipiten sales. Hay autores que describen caídas del pH hasta 1`5 puntos.

A la acidificación local contribuye el oxígeno disuelto, que consume iones de hidrógeno. También los iones negativos del cloro desde fuera de la grieta son atraídos por la carga positiva de los iones metálicos del metal impidiendo la pasivación. Si la superficie de un electrodo se activa, el potencial de corrosión baja activando la superficie pasivada. Puede por tanto iniciarse un crack en una pequeña fracción del área de pasivación y alrededor una superficie amplia de pasivación, donde el potencial cambiará resultado de una alta polarización anódica para esa área con fractura y alta corriente de densidad de corrosión, del orden de tres veces más que fuera del área de la grieta y por tanto aumentado las tasas de crecimiento de las fisuras.

La tasa de crecimiento de los defectos puede decrecer con el paso del tiempo, sin embargo como la resistencia a la corriente camina entre fuera y el interior de la grieta el potencial puede bajar, reduciéndose la polarización anódica de la superficie activa.

El mantenimiento de la actividad corrosiva de fisura dependerá de la generación de iones en un pH bajo por la hidrólisis, mientras que el hidrógeno e iones metálicos salgan de la grieta entrando oxígeno, ya que la tasa de disolución activa estará en función del potencial, bajando el potencial disminuirá la tasa de disolución hasta que la superficie se active con una grieta y vuelva a repasar su superficie. A esto lo llamaríamos potencial de repasivación (Erp) o protector (Erp).

En el caso de los implantes, tanto en el caso de las placas de osteosíntesis como en los implantes dentales se produce una corrosión que produce grietas y que pasa por diferentes fases. Durante un periodo de inactividad durante el cual hay bajada del oxígeno disuelto, se produce a su vez una acumulación de iones metálicos a través de una lenta disolución del óxido a la que le seguirá una hidrólisis de iones metálicos, por lo que en este momento bajará el pH, se acelerará la disolución de óxidos y el crecimiento de los iones cloro. La activación de la superficie del interior de la grieta lleva aparejada la pasivación del exterior de la misma y su polarización anódica lo que aumenta la tasa de corrosión. De manera similar a cuando se forma un hoyo o defecto puntual baja el potencial a valores críticos donde las

Estado del Arte

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

condiciones de corrosión dentro de la grieta aumentan.

La corrosión se produce con más severidad en grietas anchas porque la dificultad para el transporte es más efectiva. Además los efectos de la polarización de la superficie externa requieren fluidez de la corriente, una grieta ancha o un surco relleno de producto de corrosión que puede hacer que baje el potencial de corrosión, por la misma causa que la disolución es más severa en los bordes exteriores de la grieta, aumentando o disminuyendo las tasas de corrosión a en combinación con un efecto galvánico producido por diferentes metales que interaccionan presentes en boca. Recordemos que elementos presentes en restauraciones orales son las aleaciones de Cr-Co, las aleaciones de Ti y otros metales como las amalgamas de plata que si bien es un material en desuso continúa presente en un importante porcentaje de pacientes.



Figura 14. Producto de corrosión en superficie de titanio expuesta al medio biológico.
Orthotreams.Wordpress.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.5 El entorno como fuente de degradación biológica de biomateriales.

Un entorno biológico es mucho más complejo que una solución salina a 37 grados, ya que nuestro organismo interacciona con todos los biomateriales que introducimos en el con diversos fines. Su reacción debe ser predecible y controlada ya que en ocasiones jugará a nuestro favor como en el caso de los polímeros biodegradables que incorporamos para funciones terapéuticas en el caso de la dispensación de fármacos de manera diferida o de elementos de sostén o andamiaje diseñados para cumplir su misión durante un periodo programado. Los elementos que aportan función como las válvulas cardiacas también estarán sujetos a fenómenos de desgaste, abrasión y flexión propios de su función continuada así como la interacción con el medio biológico. Por último nuestros metales como anteriormente se describió sufren la doble acción de estar presentes en un medio acuoso, iónico, donde la presencia de metales electroquímicamente activos sumados al componente mecánico de la carga producen un avance de su degradación mayor que en ausencia de acción mecánica-masticatoria.

2.5.1. Efectos degradativos del entorno biológico

El entorno en el que muchos biomateriales están expuestos en general es muy agresivo y provoca a menudo respuestas adversas con mayor o menor afectación del organismo o del propio biomaterial (Willians et al, 2008), por lo que estamos obligados a conocer los mecanismos y efectos de degradación. El entorno con biomateriales está expuesto a exposición prolongada de disolución de agua conteniendo aniones y cationes, sustancias orgánicas y oxígeno disuelto. Los principales aniones son el cloro, los fosfatos y los iones bicarbonato. Los principales cationes son el sodio, el potasio, el calcio y el magnesio y en menor proporción otros.

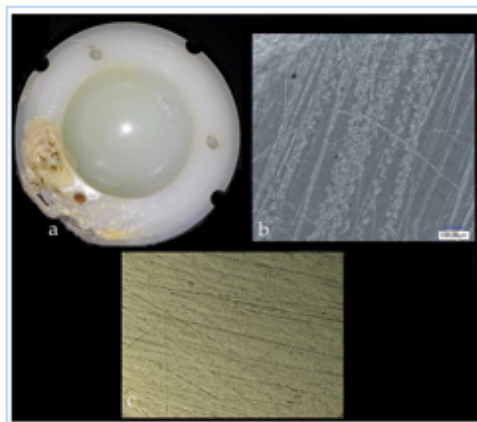


Figura 15. Degradación en entorno biológico del acetábulo de una prótesis de cadera (Darjy, 2016).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Según los análisis de Hanawa una tercera parte de los iones del fluido extracelular los representa el cloro, así como la concentración de la disolución de oxígeno que por su naturaleza influye de manera decisiva en lo agresivo del entorno en sangre venosa, donde llega a valor de una cuarta parte (Hanawa,1988). Las sustancias orgánicas son de bajo peso molecular especialmente proteínas y aminoácidos propician la disolución de iones metal a los fluidos celulares. (Hanawa, 2004).

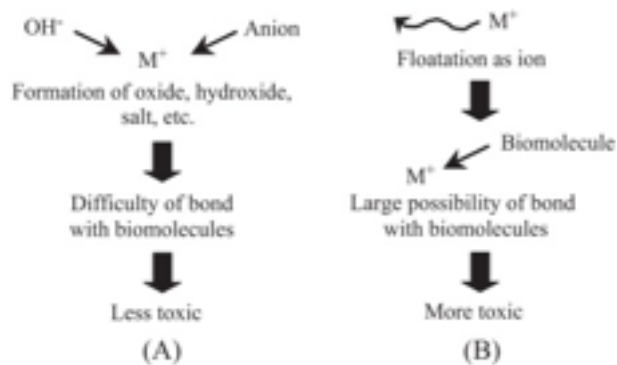


Figura 16. Esquema de disolución y toxicidad según Hanawa, 2004.

Autores como Willians, Khan o Mueller sostienen firmemente que las proteínas que contiene el entorno en que están nuestros biomateriales, metales en este caso, tienen una influencia significativa en la corrosión por parte de los fluidos naturales del organismo (Khan, 1999, Mueller, 2004). El pH de un sistema oral bien tamponado por la saliva está en torno a 7.4. Sin embargo, se han descrito caídas de ese pH hasta a 4.0 o 5.0 en periodos inflamatorios postquirúrgicos. Si extrapolamos esta investigación de Bundy (Bundy,1994) realizada en 1994 sobre el pH a los problemas periodontales, un paciente con dicha patología sufrirá más corrosión ya que en él se da mayor componente inflamatorio que un periodonto sano.

En base a las investigaciones sobre los procesos corrosivos de biomateriales, en concreto sobre el titanio, los implantes cerámicos han sufrido un auge en estos últimos años debido a su estabilidad electroquímica, su naturaleza los hacen especialmente resistentes al entorno de la cavidad oral. Es debido a la pureza de sus óxidos lo que les confiere gran estabilidad. Sin embargo su desiguales propiedades mecánicas no han permitido que sustituyan a los implantes de titanio y sus aleaciones (Martinez-Gomis 2010). En este artículo el profesor Gil demuestra el buen comportamiento en cuanto a la resistencia de su ultraestructura a fuerzas hidrotermales, sin embargo al realizar el protocolo ISO 14801 y estudio de elementos finitos observaron que su resistencia a fuerzas especialmente laterales es baja, por lo que si se pro-

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

jera una pequeña pérdida ósea en el cuello del implante, y las fuerzas no fueran absolutamente paralelas a la inclinación del implante, algo que por el propio dinamismo del aparato estomatognático es normal, el riesgo de fractura se incrementa de una manera muy importante. Por todo ello no vamos a considerar los implantes cerámicos como un tratamiento predecible en nuestros pacientes, por ello no formarán parte de nuestro estudio.



Figura 17. Implantes dentales cerámicos. Casa Comercial Straumann.Pure Ceramic Implant.

2.5.2. Influencia del entorno biológico

Autores sostienen firmemente que en sí misma la presencia celular no es causa de corrosión, sin embargo su influencia en el aumento de las tasas de corrosión es innegable ya que modifican las reacciones anódicas y catódicas descritas en la producción del fenómeno de la corrosión y sus distintos patrones. A continuación se describirán cuatro factores claves que modulan la corrosión en medio biológico.

Las moléculas biológicas alteran el equilibrio de las reacciones de corrosión, consumiendo productos en las reacciones anódicas y catódicas. Las proteínas pueden adherir iones y transportarlos fuera de la superficie del implante, esto romperá el equilibrio iónico y puede bajar el potencial de disolución.

La estabilidad de la capa de óxido depende del equilibrio electrolítico y de los valores del pH. Las proteínas y las células son activas desde el punto de vista eléctrico e interacciona con las cargas de la superficie del implante, afectando a su potencial (Bundy, 1994). Bacterias y células inflamatorias alteran de manera significativa el pH por sus productos metabólicos

Estado del Arte

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

una acidificación del medio rompiendo el equilibrio.

La estabilidad de la capa de óxido depende de la disponibilidad de oxígeno. La absorción de proteínas y células en la superficie del implante podría limitar difusión de oxígeno en zonas de la superficie, rompiendo la capa de pasivación en zonas concretas. Al mismo tiempo que la absorción celular de biomoléculas podría actuar como un condensador, previniendo la difusión de moléculas en la superficie (Hirimoto, 2002).

La reacción catódica puede provocar formación de hidrógeno. En un espacio cerrado la acumulación de hidrógeno tiende a inhibir la reacción catódica y restringe el proceso de corrosión. Si el hidrógeno puede ser eliminado la corrosión activa puede continuar, es posible que la bacteria en la cercanía de un implante pueda aprovechar el hidrógeno y jugar un rol crucial en el proceso de corrosión.

2.5.3. Control de la corrosión en el entorno biológico.

El minimizar la corrosión de los metales y sus aleaciones usados en el medio humano es un objetivo básico del estudio de los biomateriales. Para ello se han venido usando principalmente dos estrategias. En primer lugar el uso de metales nobles que son especialmente resistentes a la corrosión como son el oro, la plata o el platino. El oro durante décadas se usó masivamente en odontología pero su elevado coste, su deficiente estética y especialmente sus pobres cualidades mecánicas han llevado a moderar su uso. La plata se ha usado por su conocido efecto antibacteriano, durante años en el caso de las puntas de obturación endodóntica, dejándose usar por su poca capacidad de adaptación a las paredes radiculares que precipitaba el fracaso del tratamiento endodóntico. El platino y sus metales se han usado como electrodos.

La segunda estrategia ha sido la de proponer el uso o recubrimientos de metales con buena capacidad de pasivación, principalmente aluminio, cromo y titanio. El aluminio plantea problemas de toxicidad como antes expusimos anteriormente (Suay-Llopis et al 2002) pero va a tener un papel muy importante aleado junto al titanio. El cromo es buen biomaterial pero no puede usarse en gran proporción, en concentraciones del 12% aporta una buena resistencia a la corrosión y en 18% buenas condiciones de resistencia especialmente en aleaciones con acero o de cromo-cobalto. El titanio es sin duda el mejor biomaterial por su resistencia y buena capacidad de soportar el fenómeno corrosivo se manera pura o formando parte de aleaciones. Otros elementos pueden hacerse presentes en las capas pasivadas (Shigh, 2007) lo que puede condicionar el mantenimiento de la capa de óxido que protege al metal, especialmente cuando estos se someten a procedimientos de limpieza o esterilización (Thierry, 2000) como sucede con las estructuras que soportan las prótesis sobreimplantes por ejemplo.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.5.4. El medio oral como factor de corrosión

El descubrimiento de la acción que produce las proteínas salivares en la ultraestructura de los componentes de los implantes ha abierto un camino donde los nuevos materiales como el cobre, la mejora de los ajustes mediante escaneado CAD-CAM y el aislamiento los tornillos que soportan nuestras restauraciones, son la base donde se asientan la ausencia de microcracks en nuestros componentes, lesiones que gracias al uso de la microscopia electrónica de barrido pueden definirse y poner medios para su no aparición, ya que ponen en peligro el mantenimiento de nuestros complejos implante-pilar-corona.

El estudio de la alteración de la ultraestructura de tornillos protéticos en función de la incorporación de nuevas coberturas en su superficie externa como el nitruro de titanio, el carbono de tungsteno, el cobre y nuevos materiales tanto desde el punto vista de la corrosión, como desde el punto de vista físico (fatiga) aplicando los protocolos descritos en la norma ISO 14801, mediante la observación mediante lupas y preparaciones para microscopio electrónico de barrido, muestran los diferentes patrones de actuación de microcracks y alteraciones que serán a su vez analizados a través de elementos finitos.

El desafío de la ciencia en este campo es encontrar la idoneidad del material tanto de recubrimiento de nuestros tornillos protéticos o bien obtener un nuevo material novedoso que cumpla con los estándares de resistencia a la fatiga y la corrosión descritos.

La importancia del establecimiento de un protocolo clínico de actuación a la hora de la protección a la corrosión de complejo-pilar-prótesis es necesaria para hacer más predecibles a largo plazo nuestros tratamientos, evitando las tan frecuentes complicaciones, que debido a la poca atención que la comunidad implantológica le presta al innegable fenómeno de la corrosión. La mayoría de autores han focalizado su atención sobre el aspecto puramente estético del acceso a las coronas sobre implantes a través de las cerámicas que las rodea, sin embargo no es a tenor de nuestros estudios la clave del mantenimiento de las estructuras que indudablemente es donde el clínico debe poner todo su empeño, sin descuidar los aspectos estéticos que juegan un gran papel para lo satisfactorio de nuestras restauraciones.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.6. La implantología como fenómeno transformador de salud

2.6.1. Impacto

En las últimas décadas hemos asistido a un importante crecimiento de las distintas áreas de la medicina, gracias al aumento de medios tecnológicos y a la mejora de la comunicación propiciada por la llamada “sociedad de la información”. En el caso de la implantología existe un mercado potencial en el que sólo en Estados Unidos de América 200 millones de personas que han perdido un diente o más (estimándose que el 40% de la población mayor de 40 años posee espacios edéntulos), son candidatos a tratamiento de reposición mediante implantes dentales (Branemark, 1969).

2.6.2. Complejo implante pilar corona

El ensamblaje formado en el complejo del implante ha de ser entendido después de analizar las múltiples fuerzas a las que está sometido, aunque hay múltiples diseños comerciales, el complejo que forma el implante es primariamente la unión de varios componentes que forman una sólida unión a través de un tornillo. Ese proceso de ensamble genera fuerzas en el complejo del implante formando una unión funcional que capacita al sistema de implantes para poder portar una prótesis dental del tipo que sea.

Un pilar se une al implante a través de un tornillo protético (Ratner, 2013, Hanawa, 2014). Éste es apretado aplicando el torque de apretamiento a la cabeza del tornillo protético, el cual controla en ese momento las fuerzas que se transmiten a lo largo de la interfase pilar-implante a través de la superficie de las espiras una vez que el tornillo protético está completamente ajustado, generando fuerzas axiales de carga sobre el tornillo en el apretamiento. Estas fuerzas iniciales se conocen como precarga, induciendo las fuerzas de unión producidas en la interfase entre pilar e implante el comportamiento de dichas superficies, pudiendo sostener la unión o contrarrestar las fuerzas recibidas entre la unión pilar e implante desde la prótesis.

Si la precarga en el implante dental es inapropiada, las fuerzas oclusales podrían provocar una patología de sobrecarga (Attardet al, 2004), que aumentaría el estrés de manera significativamente en la unión perimplantaria afectando en primer lugar a la pérdida de unión implante-hueso en las primeras espiras, pudiendo causar alteraciones en la oseointegración y pérdida del implante.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Ha sido suficientemente demostrado a través de modelos teóricos que podemos proteger la unión de la sobrecarga para evitar la fatiga del tornillo. Una óptima precarga debería inducir un estrés en la unión que es de 60% al 75% de la fuerza máxima de resistencia del material (Pardal-Peláez, 2016) con el que está manufacturado el tornillo que ancla el pilar al implante correspondiente, para no provocar su deformación permanente o su fractura, afectando de igual modo a las espiras como al espacio preparado en la cabeza del implante para transmitir la fuerza en la precarga (Piermatti J, 2006).

El control del torque es el método primario usado en odontología para apretar los tornillos protéticos y los fabricantes especifican el torque a los que sus tornillos deben ser apretados para lograr la precarga deseada. Sin embargo hay una inherente variabilidad en el apretamiento en función de la llave-carraca utilizada y el operador que ha sido estudiada en varias publicaciones (Marek, 2009, (Alikhasi, 2017) concluyendo que la precarga en la práctica puede no ser la esperada sobre nuestros implantes. Otras variables se hacen presentes como son los factores geométricos (como los ángulos que forman las espiras y las dimensiones del complejo implante pilar corona), las propiedades de los materiales (módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson), así como las condiciones ambientales que interactúan con las superficies de fricción, variando en función de la lubricación que une el tornillo y la espiras internas del implante (Hiromoto, 2002).

Es precisamente el aspecto de la corrosión y la protección al tornillo del pilar protético donde el clínico históricamente menos atención ha puesto, prevaleciendo aspectos de vital importancia para el mantenimiento a largo de plazo de las prótesis sobre implantes como son los ajustes de los componentes, la oclusión y el resultado estético. Sin embargo, en los últimos años, diversos estudios han alertado sobre la necesidad de proteger de los procesos de degradación en los componentes de los implantes, especialmente los tornillos que son los responsables del mantenimiento de la unión de complejo implante-pilar-prótesis. El éxito a largo plazo de los implantes requiere de la formación y mantenimiento de una interfase funcional entre el entorno y el implante. Por lo tanto no sólo el material tiene que soportar las condiciones del organismo, sino que también las condiciones del entorno fisiológico tiene que tolerar el material y la estructura del implante.

La unión del complejo del implante está sujeta a complejas interacciones químicas y mecánicas. Desde este último punto de vista las propias cargas cíclicas efecto de la masticación a su vez están sometidas a un ambiente muy corrosivo con alta concentración de sales, enzimas, proteínas y células. La fatiga por la carga y los resultados de los cambios microestructurales de los implantes, afectan de un modo significativo a la interfase también con los tejidos. A pesar de su relevancia fisiológica y mecánicas, las investigaciones de microestructuras en la deformidad cíclica de las aleaciones de los implantes bajo diferentes condiciones de carga

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

para evaluar diferentes cracks por fatiga apenas se han llevado a cabo, teniendo poca presencia en la literatura actual.

Por ello Fleck enlaza diferentes entornos químico-biológicos con las diferentes fases de fatiga de los materiales sometidos a carga y corrosión en el complejo implante-pilar-prótesis (Fleck, 2010), destacando la influencia de las proteínas en parte hasta ese momento desconocida. De este modo y buscando los comportamientos de diferentes aleaciones sometidas a un entorno corrosivo, podremos observar la corrosión por fatiga que se produce contribuyendo a mejorar así la predictibilidad de nuestros tratamientos con implantes.

2.6.3. La implantología y sus complicaciones

La aparición del concepto de la osteointegración en el campo odontológico a partir de los años 80, ha introducido un paradigma que ha cambiado de manera radical el tratamiento dental. Las ciencias odontológicas como la cirugía oral, la periodoncia, la endodoncia y la odontología restauradora se han integrado para que los tratamientos implantológicos sean exitosos desde un correcto diagnóstico y planificación de los casos clínicos.

Las altas tasas de supervivencia de los implantes han hecho que sea una opción odontológica atractiva para clínicos y pacientes. La formación en terapia de implantes se ha incluido en los estudios pre y postgraduados. Sociedades científicas, abundante espacio en congresos, nuevas técnicas, nuevos equipamientos, nuevas posibilidades de diagnóstico, etc. Protocolos que han acortado de manera muy importante los tiempos de tratamiento, nuevas superficies implantológicas y nuevos consensos. Sin embargo las complicaciones asociadas a la terapia como implantes no hacen más que aumentar.

Aunque los reportes más antiguos de casos se remontan a 35 años usando distintos sistemas de implantes, muchos de los cuales ya están en desuso con distintas tasa de éxito, lo cierto es que el aumento en las tasas de fracasos o complicaciones no paran de aumentar según muestra la literatura, congresos, artículos donde el protagonista indiscutible, al igual que en esta tesis doctoral, son las complicaciones (Attard et al, 2004; Codacre et al 2013, Eckert et al 2003).

Por aportar algunos datos clarificantes en recientes revisiones, cuando se revisan los diferentes conceptos de tasas de éxito y ausencia de complicaciones, sólo el 61% de los pacientes con prótesis implanto-retenida parcial han estado libres de sufrir complicaciones y el 50 % a los 10 años (Albrektsson, 2012).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Hay fenómenos como la fractura de tornillos protéticos, objeto parcial de nuestra tesis, que autores describen como la complicación mecánica más frecuente en cinco años entre el 16,3% y el 53,4% (Pjetursson, 2010, 2014; Papaspyridakos, 2012). Hasta el punto que autores sitúan a las complicaciones de tipo mecánico con una incidencia superior a las biológicas, en una tasa de 58% en un estudio a 30 años de 1325 implantes llevado a cabo por Dhima, 2014. Donde más de la mitad de los paciente sufrieron al menos una complicación de tipo mecánica Berglundh evalúa que estos fenómenos están ligados directamente al cada tipo de restauración según sus fijaciones por lo que si bien es cierto que no es posible generalizar, el que las complicaciones mecánicas existen en una proporción preocupante es un hecho (Berglundh, 2002). Conociendo la dificultad de la resolución de estas complicaciones, en mi opinión personal me parecen datos muy a tener en cuenta y difícil de asumir para clínicos y pacientes.

Esta complicación de la fractura de tornillos protéticos es considerada en una revisión sistemática llevada a cabo por Gracis en la revista más prestigiosa de la implantología *Clinical Oral Implant Research* a cuenta de una revisión de las conexiones protésicas y sus implicaciones, como la complicación más frecuente en implantología, mostrando las siguientes tablas en función de la aparición de este fenómeno y su relación con el tipo de conexión por año según autores (Gracis, 2012).

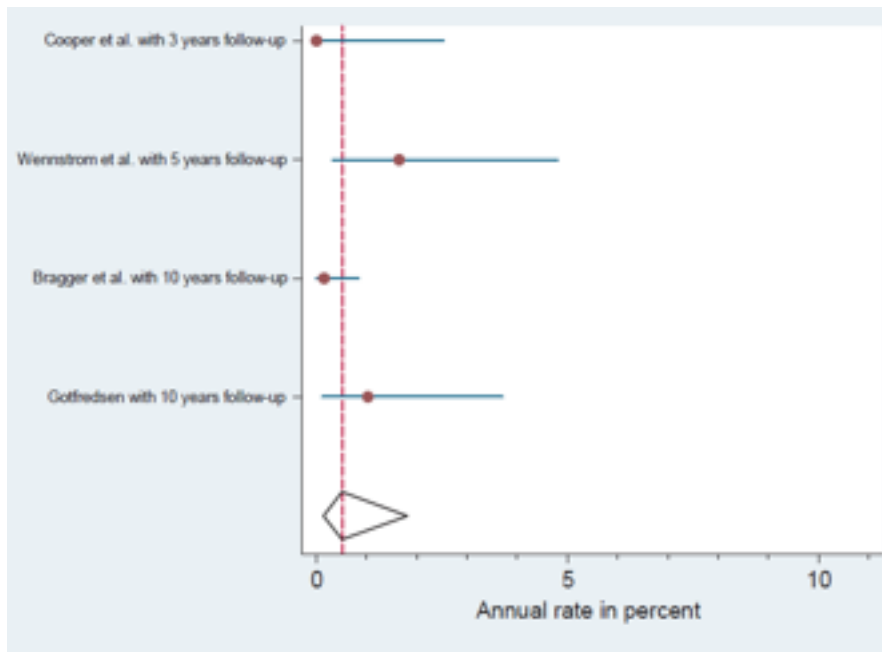


Figura 18. Aparición de fracturas en tornillos protéticos en implantes conexión interna en tasa anual en tanto por ciento. Gracis et al 2012

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

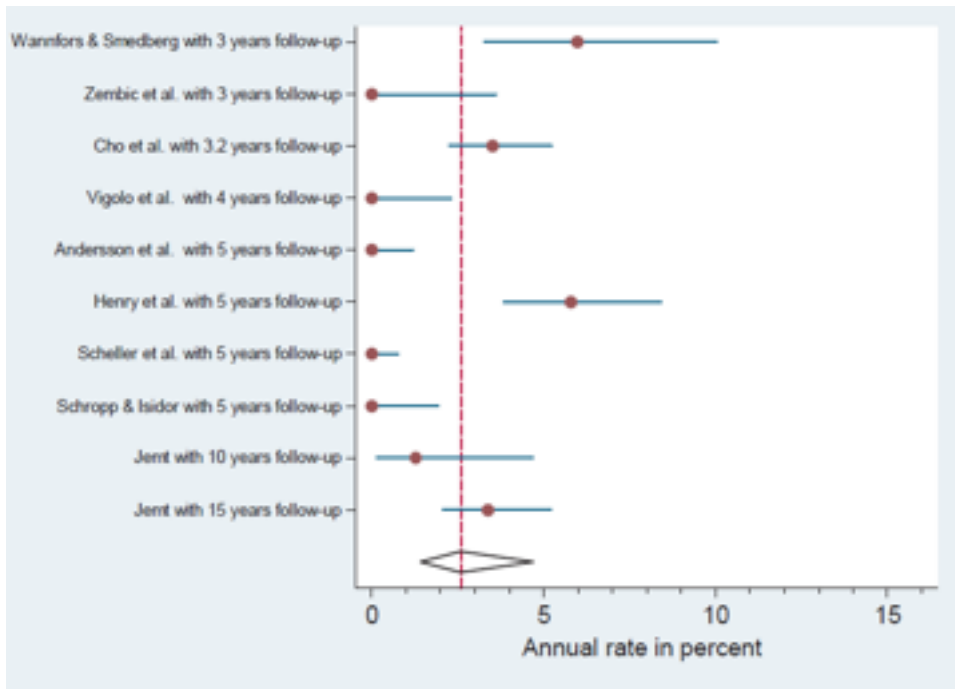


Figura 19. Aparición de fracturas en tornillos protéticos en implantes conexión externa en tasa anual en tanto por ciento. Gracis et al 2012.

2.6.3.1 Etiología

La importancia de encontrar la causa del aumento de fracasos para poder establecer algunas recomendaciones. Según el profesor Froum se establecen cuatro causas principales que de manera somera se expondrán a continuación:

El aumento de implantes colocados en los últimos 15 años ha experimentado un crecimiento muy importante. En el año 2006 el grupo Millenium reportó que entre los años 2002 y 2006 el número de profesionales pasa de 125.230 a 130.830. Durante el mismo periodo los profesionales que colocan implantes dentales pasa de un 5% a un 19%, esto significa que sólo en cuatro años se multiplicó por 4 el número de dentistas que incorpora el tratamiento con implantes a su práctica habitual (Millennium Rearch Group, 2006).

Por todo lo expuesto, el crecimiento en tratamientos con implantes podría en sí mismo ser un factor para la aparición de complicaciones y efectos adversos.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

El gran número de implantes que se reporta tienen que ser colocados por dentistas, por lo que se incorporan al uso de estos tratamientos clínicos con una gran variabilidad de experiencia. En un primer momento los implantes sólo eran colocados por dentistas o cirujanos con hábito quirúrgico y conocimiento de la biología ósea. La incorporación al uso de las terapias implantológicas de dentistas cuya actividad no es únicamente la cirugía de implantes, hace que tengan que superar una curva de aprendizaje que puede ocasionar un aumento en las complicaciones.

La tercera razón que Stuart Frome argumenta es que hace un tiempo los planes formativos para los clínicos que querían formarse en implantología eran extensos y muy protocolizados hasta el punto de durar 4 años (ADA, 2002). Actualmente parte de los programas de formación son eminentemente teóricos, con pocas horas de experiencia práctica. No existe una regulación concreta para la planificación y organización de dichos cursos. Casas comerciales organizan sus propios programas de formación sin clínicos con experiencia docente o aval de una universidad que los respalde.

La cuarta razón es el desarrollo por parte de los dentistas de protocolos con mayor compromiso de los tejidos blandos óseos. Protocolos de extracción y colocación inmediata, cargas inmediatas, provisionalización inmediata, etc. requieren de una destreza y experiencia mayor los protocolos clásicos. Sin embargo, se están colocando implantes en pacientes comprometidos medicamente y/o con hueso inadecuado, perfiles de emergencia, futuros desfavorables, etc. (Van Steenberghe, 2003).

Otra causa puede ser la consulta de resultados en la literatura de las tasa de éxito publicadas por autores. Aunque no deja de ser cierto que la tasa de éxito que en general se considera es en torno al 90%, no es menos cierto que la literatura que clínicos podemos consultar tiene unos resultados sesgados con respecto a una práctica clínica habitual. Los dentistas o cirujanos que publican sus artículos lo hacen sobre sistemas de implantes con gran experiencia en su uso, donde en ocasiones hay influencias de casas comerciales. Por otro lado los criterios de inclusión y exclusión del paciente en dichos reportes son más estrictos que en la práctica clínica diaria, excluyendo así los de más riesgo, disminuyendo las posibles complicaciones.

Es necesario definir el concepto de éxito y supervivencia en los implantes. Los antecedentes en este sentido son confusos y delicados ya que estos criterios van variando con el tiempo y resultados como los obtenidos por Galindo-Moreno donde la pérdida ósea marginal de los implantes anualmente se acerca a tasas de cero, hace que no haya un criterio unánime. Tradicionalmente se consideraba como éxito cuando el implante no provocaba dolor, no tenía movilidad, no tenía una imagen radiolúcida a su alrededor y la pérdida marginal de hueso cresta no superaba los dos milímetros al año de la carga (Galindo-Moreno et al, 2015) .

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Roos-Jannasaker considera que la pérdida no fuera superior al mm tras el primer año de carga (Roos-Jannasaker et al, 1997).

El Congreso Internacional de Implantología celebrado en Pisa en 2008 estableció un consenso de éxito-supervivencia de los implantes que refleja esta imagen (Figura 20):

Implant Quality		
Scale Group	Management	Clinical Conditions
I. Success (optimum health)	Normal maintenance	No pain or tenderness upon function 0 mobility <2 mm radiographic bone loss from initial surgery Probing depth <5 mm No exudate history
II. Survival (satisfactory health)	Reduction of stresses Shorter intervals between hygiene appointments Gingivoplasty Yearly radiographs	No pain 0 mobility 2-4 mm radiographic bone loss Probing depth 5-7 mm No exudate history
III. Survival (compromised health)	Reduction of stresses Drug therapy (antibiotics, chlorhexidine) Surgical reentry and revision Change in prosthesis or implants	No pain upon function 0 mobility Radiographic bone loss >4 mm Probing depth >7 mm May have exudate history
IV. Failure (clinical or absolute failure)	Removal of implant	Pain upon function Mobility Radiographic bone loss > 1/2 length of implant Uncontrolled exudate No longer in mouth

Suggested Criteria for Implant Success¹

- Implant quality scale* of 1, 2, or 3 with a survival rate better than 90% at 10 years.
- Prosthesis survival rate better than 90% at 10 years.
- Implants are supporting a prosthesis.

From International Congress of Oral Implantologists, Consensus Conference, Pisa, Italy, 2008.

Figura 20. Criterios de éxito en implantes dentales. Consenso de Pisa 2008.

De este modo y atendiendo a las tasa de éxito que proporciona la literatura, posiblemente con un importante sesgo tal como antes se ha expuesto, animan a la colocación de implantes a clínicos con débil preparación que cuando algo empieza a no ir bien tal como le mostraban congresos o artículos consultados tienen verdaderas dificultades para afrontar complicaciones, ya que en general la capacidad que tenemos para adelantarnos a las complicaciones y sus consecuencias es menor de la deseable.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.6.3.2. Aspectos diferenciadores de los implantes vs diente natural Biomecánica

Para comprender bien el origen de las complicaciones y los aspectos para evitarlas, especialmente en cuando a la fractura de tornillos protéticos, es imprescindible conocer los aspectos biomecánicos que diferencian a un diente natural de un implante. Además es algo que el paciente de una manera somera debe conocer ya que sus diferencias al contrario de lo que la sociedad en general y pacientes en particular piensan.

El diente natural en salud siempre será un órgano que soporte cargas de manera más adecuada que un implante, debido a que el ligamento periodontal es capaz de disipar las fuerzas a través del lecho óseo.

Tooth	Implant
1. Periodontal membrane	1. Direct bone implant
a. Shock absorber	a. Higher impact force
b. Distribution of force around tooth	b. Force primarily to crest
c. Tooth mobility can be related to force	c. Implant is always rigid (mobility is failure)
d. Mobility dissipates lateral force	d. Lateral force increases strain to bone
e. Fremitus related to force	e. No fremitus
f. Radiographic changes related to force (reversible)	f. Radiographic changes at crest (bone loss; not reversible)
2. Biomechanical design	2. Implant design
a. Longer force duration (decreases impulse of force)	a. Short force duration (increased force impulse)
b. Cross-section related to direction and amount of stress	b. Round cross-section and designed for surgery
c. Elastic modulus similar to bone	c. Elastic modulus five to 10 times that of cortical bone
d. Diameter related to force magnitude	d. Diameter related to existing bone
3. Sensory nerve complex in and around tooth	3. No sensory nerves
a. Occlusal trauma induces hyperemia and leads to cold sensitivity	a. No precursor sign of slight occlusal trauma
b. Proprioception (reduced maximum bite force)	b. Occlusal awareness of two to five times less (higher maximum bite force functional)
4. Occlusal material: enamel	c. Functional bite force four times higher
a. Enamel wear, stress lines, abfraction, and pits	4. Occlusal material porcelain (metal crown)
5. Surrounding bone is cortical	a. No early signs of force
a. Resistant to change	5. Surrounding bone is trabecular (may be fine)
b. Strong	a. Conductive to change
	b. Reduced strength

Figura 21. Diferencias entre diente y restauración implantosoportada. Ratner 2014.

2.6.3.3. Complejo periodontal vs hueso perimplantario

El desplazamiento de la membrana periodontal disipa la energía de las fuerzas oclusales creando una estructura viscoelástica de absorción que decrece la magnitud de la presión que llega al hueso crestal que es capaz de repartirla por su superficie mientras dure la carga (Misch, 2001). Cuando los dientes desaparecen ese hueso cortical también lo hace demostrando así que son los dientes y su complejo ligamentoso los que soportan las cargas, más que la propia estructura ósea maxilar o mandibular (Clickman, 1963).

Las fuerzas oclusales sobre un implante no se disipan. A través de los distintos estudios de elementos finitos podemos observar como la fuerza se concentra en el módulo crestal o parte más coronal, transmitiendo directamente las fuerzas al hueso más cercano a la interfase.

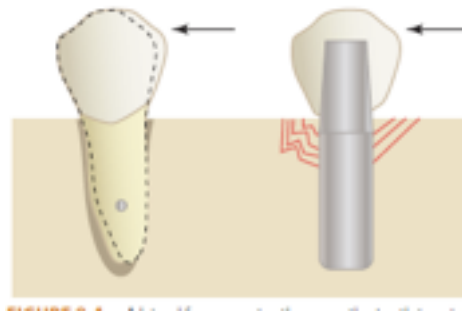


Figura 22. Desplazamiento y tensión en desplazamiento lateral de diente y prótesis implantosportada. Ratner, 2014.

Un diente puede aumentar de movilidad cuando existe un trauma oclusal. Este movimiento disipa el estrés y el esfuerzo de la interfase ósea o también de componentes protésicos. Cuando el trauma se elimina desaparece volviendo el diente a sus condiciones previas. La movilidad en un implante sin embargo puede evidenciar un trauma oclusal, que una vez producido no vuelve a su situación previa al mismo, creando un compromiso en la salud del implante hasta su pérdida. Según Benaissa el equilibrio entre la pérdida crestal y la sobrecarga oclusal es lo que determina el mantenimiento de los implantes y restauraciones a largo plazo (Benaissa et al 2012)

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

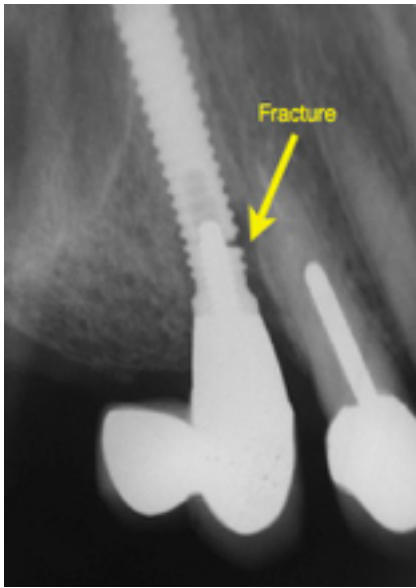


Figura 23. Fractura tercio coronal de un implante y de tornillo del pilar protésico. www.facialart.com

La capacidad de soportar fuerzas laterales de un diente natural es una de las diferencias que más van a influir en el mantenimiento de los implantes y sus aditamentos protésicos. En el caso del diente sano el desplazamiento de entre 56 y 108 micrones de los dos tercios apicales del diente va a disipar gran parte de dichas fuerzas. Esta acción minimiza la carga crestal al diente. Sin embargo, en el diente no se da esta acción pivotante si no que las fuerzas se concentran justamente en la interfase hueso-implante. De este modo los contactos prematuros y toda su intensidad se transmiten de forma lateral a coronas, dientes protéticos, etc. ocasionando aflojamiento, fracturas y deformaciones.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

1	Fractura cerámica de recubrimiento
2	Fractura capa de resina protésica
3	Descementado restauración implantocementada
4	Fractura tornillo protésico
5	Fractura del pilar protésico
6	Fractura supraestructura protésica
7	Fractura elementos de anclaje de sobredentadura
8	Fractura de la resina de sobredentadura
9	Fractura tornillo del pilar protésico
10	Perdida de cresta ósea perimplantaria por enfermedad periodontal o sobrecarga
11	Fallo temprano de osteintegración
12	Fractura del cuerpo del implante

Tabla 1. Complicaciones asociadas al uso implantes dentales. Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Distingue la literatura entre patrones de fuerzas oclusales entre restauraciones en pacientes parcialmente edéntulos y completamente edéntulos ya que en los primeros se observan más complicaciones de tipo biomecánico que en los totalmente edéntulos en prótesis fija de cerámica (Attard, 2004) La combinación por tanto de dientes e implantes puede propiciar mayores complicaciones a los implantes. Autores como Skalak, en análisis biomecánico, sugiere que en los implantes colocados en arcadas completas las cargas son más equitativas, mientras que en prótesis parciales los niveles de distribución de cargas son más variables (Rangets et al, 1996). La disposición de los implantes que soportarán prótesis donde los pacientes conservan parcialmente sus dientes naturales será diferente. Esta situación puede contribuir a que la relación biomecánica entre prótesis y restauraciones sea diferente, con un uso de componentes protésicos distintos que minimicen la aparición de complicaciones.

2.7. Tipos de complicaciones biomecánicas en implantología

Las complicaciones asociadas al uso de implantes pueden ser muy variadas. No existe un consenso acerca de su clasificación. Su conocimiento es fundamental para evitarlas cuando usamos terapia de implantes. No podemos separar lo biológico de lo biomecánico ya que van íntimamente unidos. Recientemente el profesor Carl Misch afirma que las ciencias dentales puede haber tratado por separado la biología de la biomecánica. En la formación académica los dentistas hemos sido formados para comprender fenómenos biológicos. Ese énfasis está justificado porque la dentición primaria o propia del paciente tiene un origen biológico junto con sus patologías asociadas como son la periodontitis, la caries, o los problemas endodónticos. Somos los clínicos unos expertos formado ciencias biológicas.

Son aun así una combinación de los problemas biológicos y biomecánicos los que ocasionan la pérdida de nuestras prótesis dentosoportadas. Las causas son la caries, los problemas endodónticos, la fractura de la cerámica o el descementado de la prótesis. Los problemas de causa biológica suponen un 11-22% frente a los biológicos que suponen un 7-10% (Codacre et al, 2003). Son pocos los dentistas que consideran la posibilidad de que el origen de la pérdida de las coronas haya estado motivada por un problema biomecánico.

Sin embargo cuando la complicación es sobre un implante dental, el profesor Misch afirma que hay que pensar de una manera muy diferente. Esta afirmación se soporta en que las complicaciones quirúrgicas son un 5% frente a las complicaciones derivadas de problemas biomecánicos que pueden superar tasa del 30 % en las restauraciones.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.7.1. Fracturas de implantes y componentes.

La pérdida marginal ósea puede ser la causa más frecuente de pérdida de implantes y componentes. El clásico patrón de pérdida marginal ósea en cazoleta que se produce alrededor de los implantes, hace que el brazo de palanca frente a las fuerzas aumente, produciendo en ocasiones la pérdida del elemento más vulnerable que es el tornillo protético, y, en muchas ocasiones, la fractura del implante por debajo del nivel del tornillo (Rangets, 1996). El módulo de elasticidad del titanio es 10 veces superior al del hueso por lo que sufren ambos fuerzas transversales. El hueso es un elemento dinámico que se adapta según sus propiedades físicas a las fuerzas que transmite la prótesis al implante y al lecho óseo. Sin embargo fuerzas excesivas y la carga cíclica originan una deformación y fallo. Es la base del defecto óseo donde habitualmente se producen estos fenómenos, generando un punto de fulcrum que en los análisis posteriores se observa como un fallo por fatiga unido a otros factores.

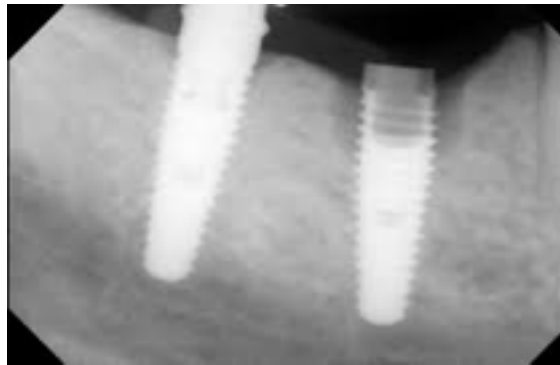


Figura 24. Área de pérdida ósea aumenta brazo de palanca propiciando fracturas.www.oseonews.com.

Otros autores sugieren que la pérdida ósea sea secundaria a una microfractura de la superficie del implante. La infección retrógrada que se produce en la superficie del implante puede desarrollar un área inflamatoria alrededor del implante, propiciando la pérdida ósea y la posterior fractura total del implante o sus componentes (Eckert, 2000).

2.7.2. Manipulación iatrogénica en la colocación de implantes

La alteración de la rosca interna de los implantes puede ser causa de propiciar la fractura de implantes. Este hecho se produce cuando se realiza de manera incorrecta o forzada la manipulación componentes como el tornillo protético, cuando colocamos de manera inadecuada tapas de cicatrización, componentes de toma de impresiones, o por accidente se introducen elementos externos que deforman la rosca primitiva del implante. Este tipo de

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

sucesos provocan alteraciones entre implante y pilar dando como resultado falta de estabilidad y potencialmente desconexión o fracturas de elementos.

2.7.3. Defectos de manufacturación.

A pesar que los implantes y sus componentes tienen que superar estrictas normas de calidad y normalización en su manufacturación como son las ISO (International Organization for Standardization) o FDA (Food and Drug Administration), sorprenden los defectos que en una observación detenida y mediante el uso de lupas y SEM podemos valorar en el apartado de resultados.

Es importante que los clínicos controlen lotes de procedencia de los productos y su estado para recibir re-llamadas de proveedores que puedan avisarnos de posibles defectos en la fabricación de los productos que suministran.

2.7.4. Diseños biomecánicamente inadecuados.

Las fuerzas oclusales que nuestro aparato estomatognático puede generar en los sectores posteriores se estima en 600-700 Newtons aproximadamente. Son grandes magnitudes para nuestros implantes. Clásicamente estas zonas molares son las zonas donde se ha localizado el mayor número de fracturas. Este aspecto de la biomecánica como anteriormente se recordaba es donde la literatura más ha aumentado debido al gran número de complicaciones que el uso de cantiléver ocasiona en nuestros pacientes. Las limitaciones y uso racional de los mismos constituye un tema de vital importancia en aras al mantenimiento de nuestras restauraciones sobre implantes.

2.7.5. Factores relativos al paciente.

Las parafunciones son causantes de grandes fuerzas sobre nuestros implantes. El bruxismo y el apretamiento junto con unas fuerzas masticatorias excesivas son parafunciones que requieren de tratamientos adicionales como guardas nocturnas y reeducación. Aunque estos dispositivos tampoco evitan complicaciones de manera absoluta, siendo necesaria una planificación previa que incluya un mayor número de implantes o bien el uso de implantes de diámetros mayores que sean capaces de soportar grandes cargas oclusales.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.8. Prevención en fracturas de implantes y componentes

Una vez enlazado la importante asociación entre los fenómenos de pérdida marginal ósea y las fracturas de implantes y componentes protésicos de los mismos, es momento de recoger lo que la literatura publica al respecto de su prevención. La capacidad de resolver complicaciones derivadas de fracturas de implantes es mucha, ya que en numerosas ocasiones suele conllevar la pérdida del hueso remanente perimplantario. Al paciente se le genera un gran sufrimiento estético y social ya que la causa de colocación de implantes es la restauración de la función y estética de dientes perdidos, por lo que la retirada de implantes o prótesis implantosoportadas llevará aparejado grandes problemas para el paciente y a veces de tipo médico-legal para el clínico.

2.8.1 Elección del tipo de Titanio

El proceso de osteointegración es demostrado con el titanio comercialmente puro (grado I), material que durante unos 15 años se considera ideal para la fabricación y uso de implantes dentales. Más adelante las casas comerciales comienzan a usar titanios grado 2-4 con una mejora sensible de las propiedades. Sin embargo la American Society for Testing and Materials sostiene que las aleaciones de titanio mejoran por mucho las características del titanio tipo 1 c.p. de 172 MPa de límite de elasticidad del Titanio grado 1. La aleación más utilizada es la Ti-6Al-4V da valores de 828 MPa y una resistencia a la tracción de 241 MPa a 897 MPa.

De este modo, la mayoría de los implantes están actualmente fabricados en aleaciones de titanio, aluminio y vanadio o titanio comercialmente puro de grado 4 o 5, con variedades de concentración de hierro y oxígeno que cobrará importancia en el posterior análisis de sus ultraestructura, aun siendo el 99% titanio.

La microestructura del titanio puede asumir una mezcla de fases: cualquiera alfa, beta o alfa-beta. La forma beta tiende a ser más resistente que la fase alfa, y se hace más resistente a la deformación especialmente por el tratamiento de calor de la aleación. Este tratamiento proporcionará un grano fino en su ultraestructura que le aportará una mejora en las propiedades elásticas. Aunque no se han hallado diferencias en los procesos de osteointegración entre el titanio comercialmente puro y el aleado, se sigue investigando al respecto en otras aleaciones como Ti25Nb21Hf que por su bajo módulo de elasticidad pueden funcionar bien en la interfase ósea y que en estudios in vitro han dado buenos resultados en cuando a biotoxicidad y absorción de proteínas y células (Herrnaz-Díaz, 2015). Son pocos los artículos publicados donde compara el comportamiento de titanio comercialmente puro y aleaciones in vivo en el entorno oral (Papazoglou et al, 2003).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

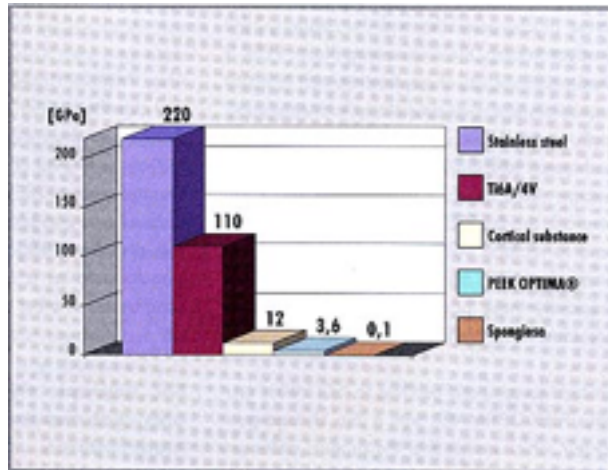


Figura 25. Módulo de elasticidad según diferentes biomateriales. Ratner ,2014

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.8.2. Diseño de los implantes

A través del estudio y de la investigación se ha ido modificando el diseño y aspecto externo de los implantes hasta nuestros días. Los implantes están preparados para soportar máximas fuerzas de compresión a través de su estructura. La capacidad de mejora tridimensional de las superficies con una microestructura concreta a cada implante ha facilitado el aumento del contacto íntimo entre hueso y metal, aumentando las tasas de éxito, mejorando la transferencia de fuerzas al implante y disminuyendo tasas de complicaciones.



Figura 26. Diferentes diseños de conexión protésica. www.mis-implants.com

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Sin embargo el diseño macroscópico del implante y la conexión protésica también van a cobrar gran importancia en el mantenimiento de hueso crestral, la preservación de márgenes y papila gingival en el éxito de la rehabilitación protésica implantosoportada. (Tarnow, 1992). Está aceptado que la combinación factores biológicos, clínicos y mecánicos contribuyen a guiar los procesos que marcan la pérdida de hueso alrededor de los implantes, especialmente en el primer año tras la carga donde tras la conformación del espacio biológico, aunque diferentes autores reportan que el diseño y la posición de los aditamentos tanto de curación como protésicos tienen un efecto positivo en el mantenimiento del hueso crestral. (Lazzara & Porter, 2006), Canullo et al, 2009). Es el conocido en la literatura como el cambio de plataforma o platform switching.

Algunos autores reportan que el beneficio que aporta el diseño de los implantes donde es posible el uso de aditamentos que produzcan este cambio de plataforma es muy limitado, como es el caso de Atieh (Atieh et al,2010) afirma que el hecho de usar pilar proteicos altos para preservar el hueso perimplantario no está claro. Asimismo pone en duda también junto con Prosper y Guerra que el cambio de plataforma sea una herramienta eficaz.

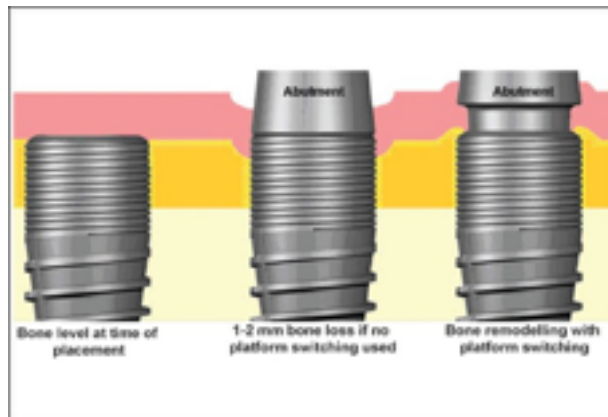


Figura 27. Esquemas de la contribución del cambio de plataforma y pilares protésicos altos a la conservación del hueso perimplantario.

www.drshemi.co.uk

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo



Figura 28. Diferentes diseños de implantes dentales. Misch 2015.

El diámetro es de importancia crucial para la resistencia de nuestros implantes, el aumento del radio aporta hasta cuatro veces más resistencia según vaya creciendo el diámetro del implante. Como el implante crece hay una reducción en el estrés de distribución de las cargas del implante. Consecuentemente, los implantes más estrechos provocan mayor tensión en el hueso de sostén lo que hace que tiendan a la fractura, aunque su uso racional también está reportado con éxito especialmente en las zonas más anteriores del maxilar con más compromiso estético y menos carga.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.8.3. Factores de prevención en la colocación de implantes

El poner cuidado a la hora de la inserción del implante en el lecho óseo es un factor importante para evitar distorsiones de la conexión del implante. La colocación de implantes en hueso muy corticalizado de densa medular debe ir precedido de un fresado que acomode la anatomía del lecho a la del implante, en caso contrario se producirán deformaciones que llevarán a complicaciones. Algunas casas comerciales como Phibo (Phibo Dental Solutions SL, Sentmeat, Barcelona Spain) han disminuido el torque de inserción a sólo 35 N, reduciendo así el potencial de fracturas intraoperatorias.

La preservación del hueso perimplantario con rediseños de las conexiones y los módulos crestaes de nuestros implantes como el Laser-Lock de la casa comercial Bio-Horizon, son algunas de las herramientas actuales para evitar pérdidas prematuras de hueso de soporte. Minimizar la inflamación inicial del momento de inserción de los implantes ya sean de conexión externa o interna es uno de los paradigmas en implantología. Son habituales los estudios sobre el mantenimiento óseo gracias al cambio de plataforma entre el módulo crestal del implante y el pilar protésico en conexiones internas, así como la existencia de cuello mecanizado o no y sus consecuencias en el sostén del hueso crestal (Wenzel et al, 2014).

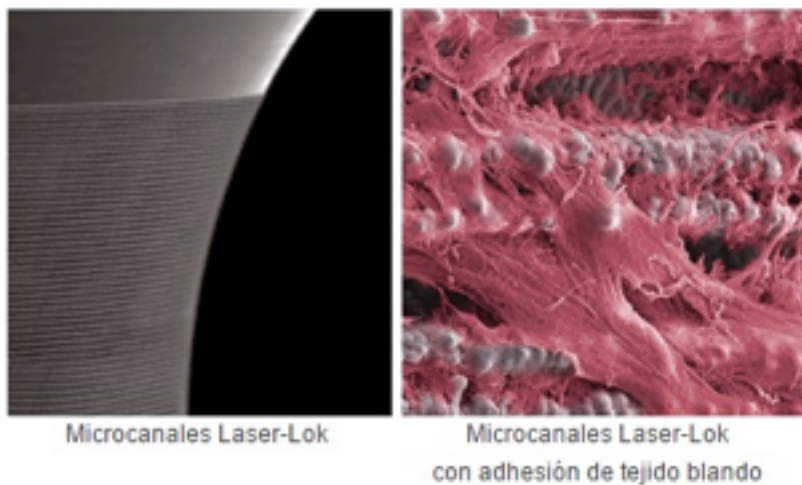


Figura 29. Diseño de microcanales en la superficie del implante para favorecer mantenimiento de hueso crestal. BioHorizons Implants.

2.8.4. Recubrimientos de los tornillos protéticos en prótesis sobreimplantes.

El recubrimiento de los tornillos protéticos del pilar de nuestros implantes se ha mostrado como una herramienta eficaz para mejorar la resistencia a la fractura y la corrosión (Elias et al 2006). No son numerosos los autores que han considerado este asunto que desde nuestra opinión personal es de vital importancia en el mantenimiento a largo plazo de los implantes, ya que según recoge la literatura la fractura de tornillos protéticos es una de las complicaciones más frecuentes. Recordemos que según el profesor Misch el 30% de las complicaciones en implantología son consecuencia de problemas biomecánicos, donde la fractura del tornillo protético del pilar tiene un gran protagonismo.

Autores como Elías centra su atención en la capacidad que pueden tener los recubrimientos para aportar estabilidad y no perder torque en el conjunto implante-pilar-corona tras ser sometidos a carga. Su diseño consiste en someter a tornillos sobre implantes con recubrimientos de TiC, TiCN, Teflón y Parylene a una precarga que va de 20 Nw a 40 Nw y verificar su torque de apertura en una primera fase. En una segunda fase realizar precargas sucesivas a 32 Nw y medir la pérdida progresiva del torque de apertura y por último con una precarga de 35 Nw en todos los tornillos recubiertos y sin recubrir, someter el conjunto a carga y comprobar su torque de apertura después de ese proceso. Sus conclusiones son interesantes ya que la disminución de la fricción que genera el recubrimiento puede en cierta medida proteger la integridad del tornillo a altos torques, sin embargo en todos los casos salvo en el tornillo control sin recubrir el torque de apertura disminuye con el hecho de estar recubiertos. Se establece una ecuación entre fricción según el tipo conocido de recubrimiento y la precarga y torque de apertura que nos parece de gran interés. Sin embargo este estudio no incluye el concepto de corrosión algo que en nuestra opinión condiciona el mantenimiento a largo plazo.

De este modo el Torque de apretamiento se expresaría de acuerdo con la siguiente ecuación donde F sería el torque de precarga, D el diámetro y K se expresaría en función de la siguiente ecuación.

$$T_t = k_t F d_m$$

$$k_t = \frac{1}{2} \left(\frac{L + \pi \mu d_m \sec \alpha}{\pi d_m - \mu L \sec \alpha} + \frac{\mu d_c}{d_m} \right)$$

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

K se expresaría en función de πd_m sería el perímetro de tornillo, d_m sería el diámetro, d_c es el diámetro de cuello (collar), 2α es el ángulo de la espira. El paso de la rosca se denomina Pitch y se calcula $\pi d_m \tan \psi$, donde ψ es el ángulo de inclinación de las espiras.

Para considerar la variable de los recubrimientos introdujeron un coeficiente de fricción μ que en el caso del teflón fue 0,2 y en el caso de los tornillos control sin recubrimiento fue de 0,5.

Para el caso del torque de aflojamiento se usaron fórmulas similares

$$Tl = k_l F d_m$$

$$k_l = \frac{1}{2} \left(\frac{L - \pi \mu d_m \sec \alpha}{\pi d_m + \mu L \sec \alpha} + \frac{\mu d_c}{d_m} \right).$$

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

2.8.5. Tipos de recubrimientos en tornillos protéticos como herramienta eficaz contra las complicaciones.

Diferentes son las superficies y distintas técnicas de recubrimientos que intentar aportar soluciones en los últimos 20 años. El carbono, el propio titanio como nitruro de titanio, el carburo de wolframio, el oro y sus aleaciones como el oro-plata, oro-paladio u oro titanio, el PTFE (teflón), Parylene, etc.

a) Carbono

El carbono podría clasificarse como una cerámica por sus condiciones inertes y de ausencia de ductilidad, sin embargo tiene la propiedad de conducir muy débilmente el calor y la electricidad. Muchas han sido las aplicaciones en cardiología y odontología durante los años 70 especialmente debido a su gran biocompatibilidad. Sin embargo, sus fracasos por fractura lo han relegado a un papel más secundario, en concreto como recubrimiento, que es el uso que más nos interesa.

Su recubrimiento en metales y materiales cerámicos es altamente biocompatible, constituye una barrera de transferencia de corriente y calor, permite alojar en su superficie biomoléculas o componentes sintéticos, etc. Como desventajas, en lo mecánico es su falta de resistencia a la elongación en el apretamiento. Su biodegradación podría afectar a la integridad de los tejidos, no tiene gran resistencia a la formación de microcracks y tolera mal los procesos de esterilización.

Es el llamado diamondlike carbon (DLC) el recubrimiento de tornillos protéticos y ortopédicos con más presencia en la literatura compartiendo con el resto la propiedad de disminuir la fricción, mejorar el ajuste y permitir mayores torques de apriete (Vanoni et al 2012; Camargos et al, 2012). Autores comenzaron sólo a recubrir la conexión para mejorar el contacto entre superficies y disminuir la fricción (Kim et al, 2005). Esta modificación en la superficie del titanio se amplió con el tiempo al tornillo protético que algunas casas comerciales ofrecen como es el caso de Torque-tite de la casa Nobel Biocare que ha sido documentado en algunos artículos.

Schwarz en un estudio in vitro une el diamond like a las nanopartículas de plata a través de un complejo sistema de sustracción de hidrógeno. Para comprobar las propiedades antibacterianas de esta superficie se realiza un cultivo de streptococos sanguis dando unos excelentes resultados. Este ensayo iba encaminado a estudiar esta combinación para el potencial recubrimiento de implantes, sin embargo puede ser de gran utilidad en aditamentos y tornillos protéticos (Schwarz at 2011).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

El DLC para ser depositado necesita una capa intermedia a modo de adhesivo entre su deposición y el sustrato de titanio. Joska advierte del peligro que conlleva el que dicha capa sea de titanio ya que para poder cubrir esta capa de DLC la difusión de hidrógeno que se produce puede debilitar la estructura del titanio al superar el proceso los 200°-250° C, por lo que recomienda que esa capa intermedia sea de cromo, ya que el proceso de hidrólisis que se produce no causará debilidad. (Joska et al 2012). Este estudio es de los pocos que somete a las muestras a corrosión en suelo salino obteniendo un buen comportamiento.

El grupo de Muller realizó un estudio sobre la responsabilidad que tienen las células en los fenómenos de corrosión en la nanoestructura del titanio previamente recubierto de DLC. A pesar de ser un trabajo in vitro muestra con claridad las ventajas de los recubrimientos desde el punto de vista de la corrosión. Afirma que el titanio es un material con excelentes propiedades de biocompatibilidad y de resistencia a la corrosión, sin embargo en el entorno oral pueden no ser apropiadas, ya que el titanio posee un alto coeficiente de fricción y una baja resistencia exterior (Manhabosco, 2012, Ponsonnet, 2003, Manhabosco ,2011). Superficies con buenas características de biocompatibilidad como el DLC aportan dureza, disminuyen el coeficiente de fricción, mejoran la resistencia externa bajo condiciones celulares y ambientales, además de ser hemocompatible (Manhabosco ,2009).

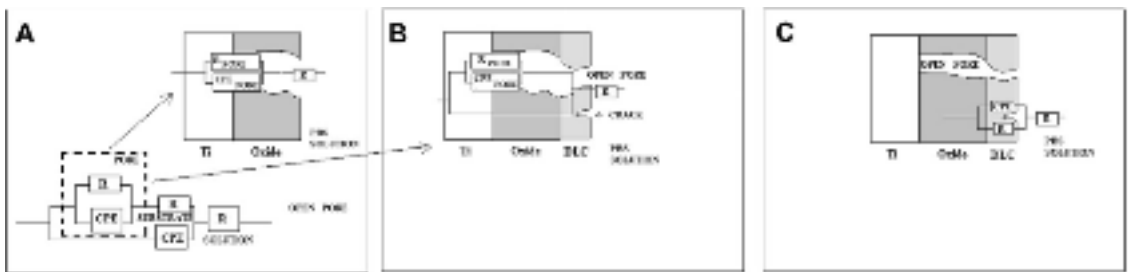


Figura 30. Esquema corrosivo de Manhabosco al someter a la nanoestructura de titanio al solución PBS durante 7 días. Figura A nanoestructura sin cobertura, Figura B titanio con recubrimiento DLC/ DMF y figura C titanio recubierto con DLC/ ACT.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

b) Nitruro de Titanio

El nitruro de titanio (TiN) ha sido reportado como recubrimiento específico de tornillo prótesis sobreimplantes. El grupo de Choe en 2011 recubrió tornillos prótesis de Ti-6Al-4V con una capa de entre 1 y 5 μm a 450°C, mediante Electro Beam Physical Vapor Deposition (EB-PVD) realizando un completo ensayo de fatiga según protocolo ISO 18401. Determinó valores de precarga y torques de apertura con un modelo control de tornillo prótesis sin recubrir y otro con diferente recubrimiento. Del mismo modo analizó el comportamiento de los tornillos sometidos a cargas cíclicas de hasta 600N en 106 ciclos, estudiando las estriaciones producidas antes del fallo del tornillo, así como la dirección y características de las líneas de fractura, mediante microscopia electrónica de barrido.

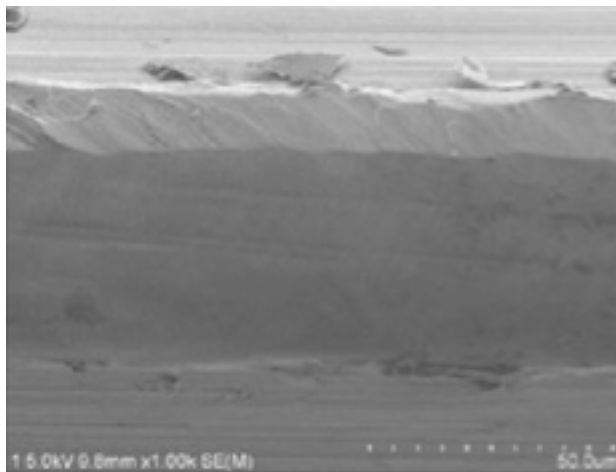


Figura 32. Recubrimiento nitruro de titanio. Choe, 2011.

Sus conclusiones más importantes fueron que el recubrimiento de nitruro de titanio mejora la resistencia a la fatiga de los tornillos prótesis control y que su fractura establece un patrón de rotura concreto diferente igualmente a los tornillos control (Choe et al 2011, Jeong et al 2012).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Existen reportes de las ventajas mecánicas que ofrecen los recubrimientos de TiN tanto en capa como en multicapa. En principio, a diferencia del trabajo de Choe no van específicamente dirigidos al sector dental, quizás por ello sus conclusiones sobre la ganancia en resistencia a la corrosión y aumento de dureza adquirida tras recubrir especialmente en multicapa son tan contundentes. Se adquieren valores de mejora hasta del 85% según que superficies recubiertas y va aumentando la dureza con la primera capa hasta ir cruzándose con valores de plasticidad, consiguiendo según su modelo tricapa mejorar dureza y plasticidad (Zhou et al, 2014). Algo que si se pudiera trasladar a nuestros tornillos protéticos sería de gran importancia.

c) Carburo de Wolframio (WC).

Este compuesto cerámico se usa en la industria principalmente por sus excelentes propiedades mecánicas por lo que se sus aplicaciones van dirigidas a la confección de herramientas y útiles para trabajar el acero. Su dureza es extraordinaria ocupando un puesto 9 en la escala de Mohs, con un registro Vickers 1700 a 2400. Tiene un módulo de Young de 550 GPa. Es resistente a los ácidos, salvo el nítrico y el fluorhídrico.

Sus aplicaciones para el campo de las ciencias de la salud son bien conocidas. Material para cirugía abierta como pinzas, portaagujas u hojas de bisturí y para cirugía laparoscópica como cortadores-pinzas, cauterizadores, portagujas etc. son algunos ejemplos. Su coste es más elevado y su uso más delicado que los homólogos de acero.

Autores lo consideran un material de recubrimiento ideal y así se ha reportado en trabajos como el de Choe et al y Jeong (Choe ,2011, Jeong ,2012), donde se compara con el TiN y un control sin recubrir. La cobertura de WC sobre los tornillos protéticos se lleva a cabo mediante sputtering. La capa obtenida fue en de entre 1 y 3 μm por un depósito continuo durante 150 minutos a 250C° con un objetivo de 5 KW y una corriente de 250mA.

En cuanto a resultados soportó con buenos datos las pruebas de fatiga con unos valores de fractura similares a los del modelo control y el TiN. Sin embargo mostró un patrón de deformación diferente especialmente al TiN pero semejante al modelo control, donde a baja carga de 420N mostraba un rápido desplazamiento del tornillo que se mantenía constante 10^5 ciclos más hasta facturarse súbitamente.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

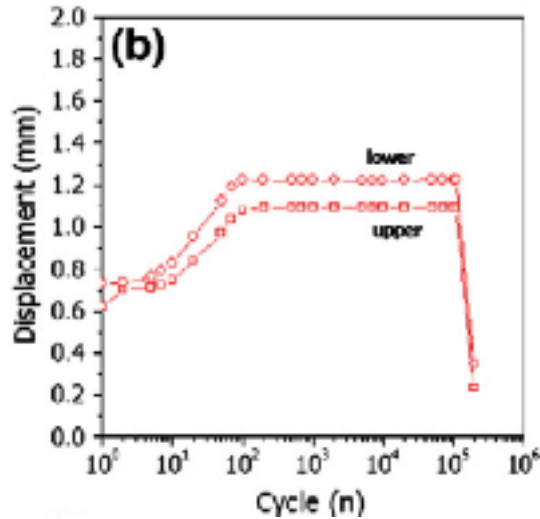


Figura 33. Prueba de fatiga y tornillo recubierto de WC,(Choe ,2011)

Su patrón de fractura también fue diferente ya que tras deformarse plásticamente y resistir hasta el momento de fractura, se origina una fisura que es la causa y de su rotura los artículos la defines como “semi-cleavage fracture”.

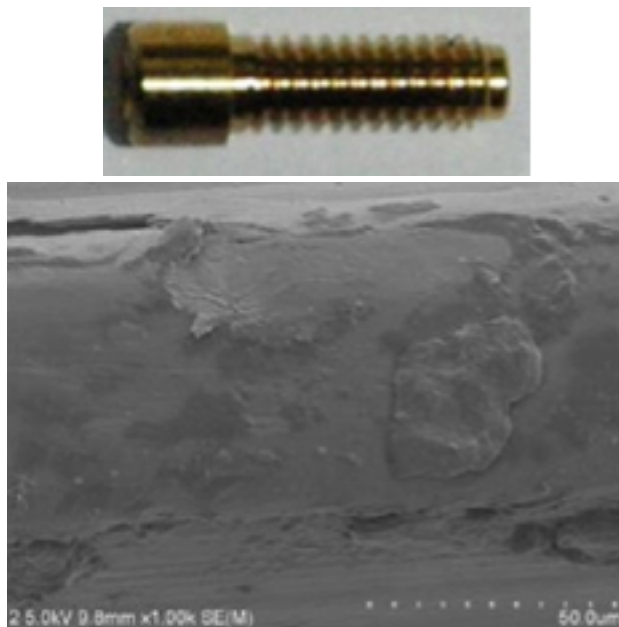


Figura 34. Superficie exterior del recubimiento de WC (Jeong, 2012).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Por el diseño de los trabajos existentes no se describen comportamientos en lo que a corrosión se refiere. En principio el WC por sus propias características debe proporcionar una buena resistencia al fenómeno corrosivo, pero es algo que habrá que investigar con un modelo específico.

d) Oro y aleaciones de oro.

En 2001 Martin enumeraba en su artículo de evaluación de diferentes tornillos cuatro consejos para que las coronas unitarias sobreimplantes fueran predecibles en el tiempo, entre ellos estaba la inclusión en el complejo implante-pilar-corona de un tornillo protético de oro, en concreto paladio-oro. Gracias a sus propiedades físicas disminuiría el coeficiente de fricción lo que aumentaría la precarga de los tornillos protéticos (Martin, 2001).

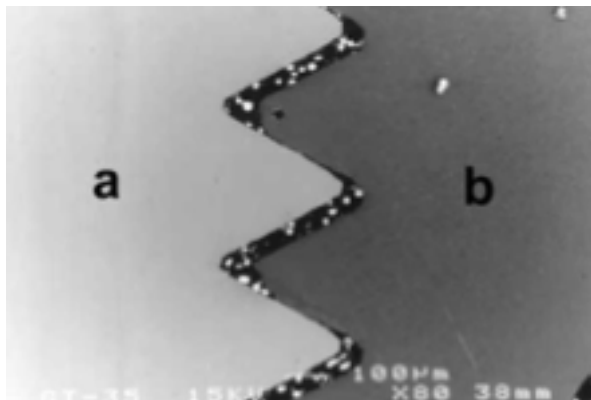
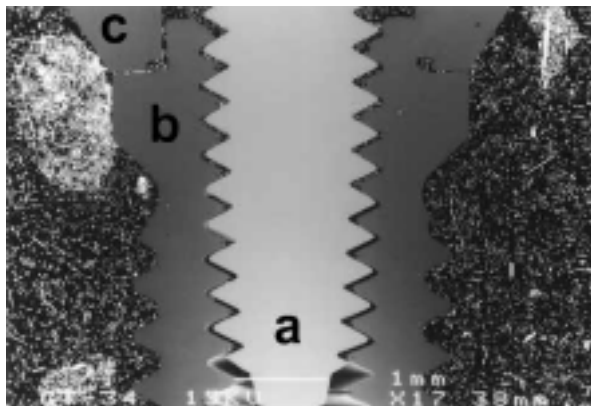


Figura 35. Ajustes de tornillo de oro. (Martin, 2011)

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Por tanto el Oro y sus aleaciones ha estado presente desde el principio del diseño de las prótesis implantosoportadas especialmente gracias a su ductilidad y biocompatibilidad. El propio artículo venía a reconocer que el oro no ofrecía todas las propiedades mecánicas ideales.

La casa comercial norteamericana BIOMET 3i (Palm Beach, Gardens, Florida, USA) tiene patentado el tornillo Gold-tite, su composición es “80 Pd, 10 Ga, 10 Cu, Au y Zn” y un recubrimiento de 0,76 μm . Es el tornillo con este recubrimiento el metal noble más documentado, su biocompatibilidad y resistencia a la corrosión son excelentes, pero más controvertido es el mantenimiento de la precarga a largo plazo y su resistencia a la carga y reapretamientos.



Figura 36. Tornillo Gold-Tite (Biomet-3i)

Estudios recientes realizados por Vianna en 2013 donde evaluaba el mantenimiento del torque en las coronas sobreimplantes individuales tras someter el mismo modelo de implante de conexión externa con tornillos protéticos de diferentes casas comerciales con diversos recubrimientos entre los que se encontraban el tornillo Gold-tite con su recubrimiento de oro. Concluye que el tornillo Gold-tite se comporta de manera similar a tornillos como Torq-tite con recubrimiento de DLC, los de Ti-6Al-4V recubiertos de aluminio-titanio-nitrato o los de Titanio grado 5 sin recubrir. Destacando que los tornillos recubiertos han obtenido mejores resultados de mantenimiento del torque que los no recubiertos (Vianna et al, 2014).

e) Politetrafluoruro de etileno (PTTE).

Los materiales fluorados tienen una larga historia y son múltiples sus aplicaciones en biomateriales. Este tipo de materiales pueden ser sólidos, líquidos, capas muy finas, material de recubrimiento o geles dependiendo de su proceso químico y de su uso. Aunque generalmente son polímeros termoplásticos análogos al carbón polietileno (PE) pero altamente fluorados, donde los átomos de hidrógeno se unen a los átomos de carbón (PE) reemplazándolos.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

El politetrafluoruro de etileno (PTFE) es su fórmula más usada ya que mejora las propiedades del polivinilo etileno y el fluoretilenopropileno.



Figura 37. Formulación PTFE. Tomada www.scienceabc.com

Los fluopolímeros muestran propiedades no propias de otros polímeros como son su hidrofobia extrema, el hecho de ser un material inerte, su resistencia a la disolución, su bajo coeficiente de fricción, buena adaptación al diseño de elementos manufacturados y resistencia a la temperatura (Vianna et al,2014).

Los usos clínicos del Teflón[®] o DuPont's (PTFE) comienzan experimentalmente en 1972 para injertos vasculares por Soyer y un año más tarde como bypass por Matsumoto. Aunque es en 1976 donde Gore lo fabrica a gran escala extendiendo su uso en biomateriales. En los años 80 se usa en la producción de catéteres, membranas de tipo proteico y mallas. En los 90 en endoprótesis vasculares, reemplazo de ligamentos y partir del año 2000 stents endovasculares con capacidad de liberación de fármacos con capacidad de tratar incluso carcinomas y recubrimiento de suturas monofilamentos (Pons-Vicente et al 2010).

En el año 2004 el grupo de Choe en un estudio comparativo introduce un tornillo protético de titanio recubierto de titanio teflón junto a otros especímenes como el Gold-Tite, el Torque-Tite y tornillos no recubiertos. Entre sus conclusiones figuran dos hallazgos importantes, por un lado que la superficie más lisa con menos fisuras antes de la precarga es el tornillo goldtite con su recubrimiento de 5 micras de oro y por otro lado que el lubricante sólido que para el autor es el teflón se desprende fácilmente tras someterlo a fases de apretamiento y aflojamiento. A pesar de ser el que proporciona menos fricción y más torque inicial descarta su uso ya que en los estudios de "scratches" su presencia se ve muy comprometida (Park, 2004). En este estudio no se contempla el papel de la corrosión.

En otro artículo también desaconsejaban el tornillo recubierto de teflón Steri-Oss[®] de Chung et al donde someten a varios tornillos con diferentes recubrimientos a una prueba de scratches de tipo FESEM donde comprueban que el tornillo recubierto de oro es el que gracias a su "ductilidad y maleabilidad" se comporta mejor, apreciando de nuevo el fácil desprendimiento de la cobertura de teflón.

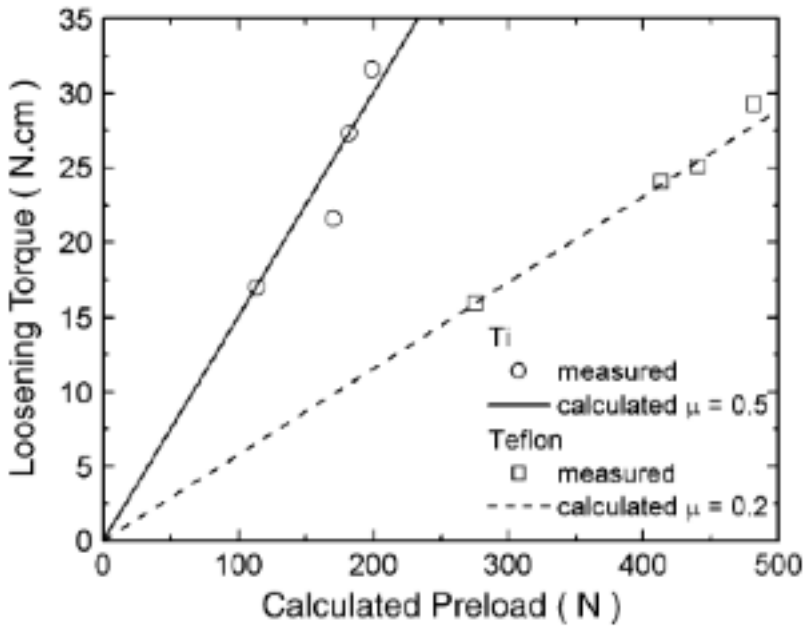


Figura 38. Gráfica de pérdida de torque en función de la precarga. Recubrimiento de Teflón y modelo control. (Choe 2011).

f) Plata

El uso de la plata como elemento antibacteriano para la superficie los dispositivos biomédicos es bien conocido. Posee la capacidad de inhibir el crecimiento de colonias bacterianas en la superficie de nuestros dispositivos biomédicos con el uso de recubrimientos en proporciones del 1-4% (Dunn et al 2014, Jainet al 2005, Lara et al 2009), reduciendo su adhesión a la superficie de nuestros implantes. Su concentración excesiva también produce citotoxicidad (Mullingan et al, 2012).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

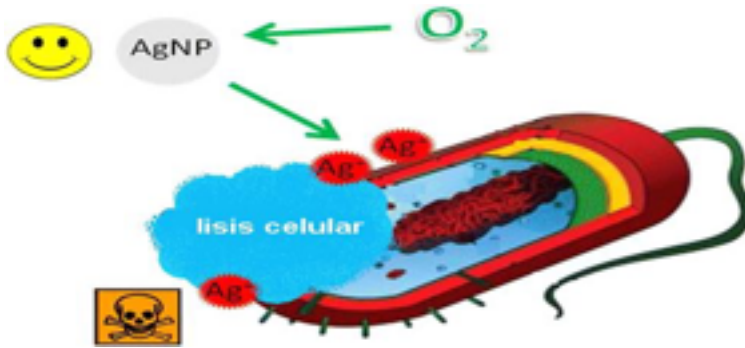


Figura 39. Esquema del comportamiento de los iones plata sobre la membrana bacteriana. Tomada www.phys.com

Sin embargo, en los recubrimientos cobra especial importancia ya que los átomos de plata pueden difundir fácilmente con el calor, formando partículas que alterarían la topografía de la superficie adquiriendo si el potencial de superficie se lo permite tamaños similares a las bacterias o células en torno a las 10 a 20 μm (Mullingan et al, 2012). Su mecanismo de acción inhibiendo la fosforilación oxidativa impide a la célula su normal metabolismo. Se producen interferencias en el transporte mitocondrial y alteraciones que llevan a la lisis celular por las alteraciones que en las proteínas de la membrana se producen. A nivel tisular grandes dosis provocan alteraciones principalmente hepáticas y otros órganos como bazo, cerebro o testículos. Que a dosis masivas producen Argiria.

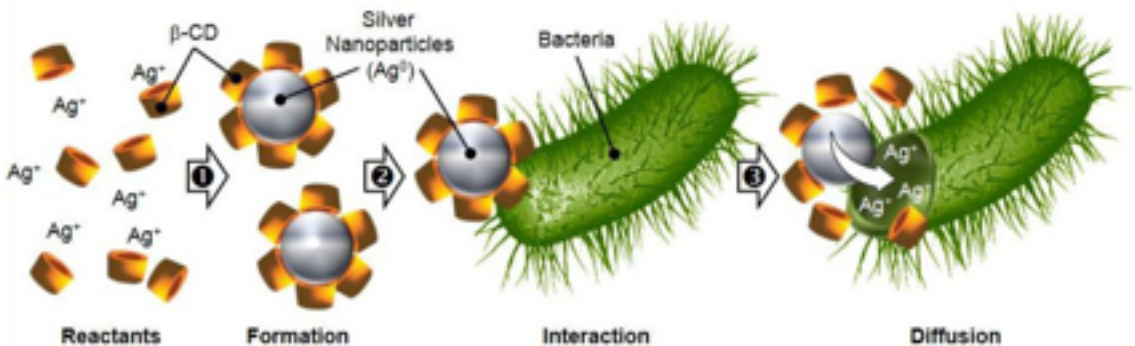


Fig. 40. Paso de nanopartículas de plata a través de la membrana celular. Nardello-Rtaj, 2014.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

El uso de la plata en tornillos de pilares de prótesis sobreimplantes no ha sido descrito en la literatura, sólo podemos recoger el depósito de plata en la superficie de los implantes de modo experimental con buenos resultados en términos de biocompatibilidad y propiedades antibacterianas (Zheng et al 2011).

g) Cobre.

Recientemente el cobre se está incorporando en algunas aplicaciones biomédicas como es el caso de los recubrimientos de stent vasculares con resultados muy esperanzadores (Jinzhao et al 2015), donde la cobertura del acero con partículas de cobre ha logrado inhibir la restenosis. La introducción de partículas cúpricas ha demostrado frente al modelo control que es capaz de inhibir la disfunción endotelial provocada por el TNF α e IL 1 β responsables de la infiltración de leucocitos y el posterior bloqueo del stent (Jinzhao et al 2015). Este tipo de usos clínicos vienen a demostrar la total biocompatibilidad de estas partículas.

Extrapolándolas al recubrimiento de tornillos protéticos, actualmente no hay reportes clínicos al respecto. Sin embargo, autores reportan que el uso de partículas de recubrimiento de cobre puede lograr una superficie superhidrofóbica que aumenta según los autores las propiedades mecánicas y protege de la corrosión (Zhang et al, 2016) ya que el ángulo de contacto que se genera con el agua (150°).

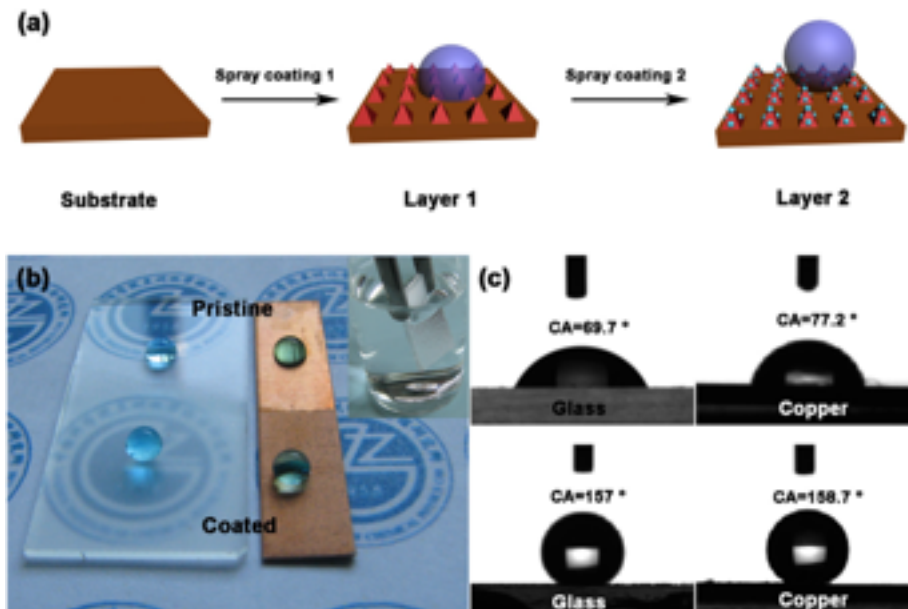


Figura 41. Esquema de la capacidad hidrofóbica según el tratamiento de superficie. Zhang et al, 2016.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

El propio recubrimiento de cobre por sí mismo podría ser corrosivo por contener aniones cloro. Pero al realizar las pruebas de potencial de corrosión, éste arrojó tasas de corrosión inferiores a la superficie de cobre sin tratar, debido a que las tasas de corrosión pueden asociarse a la fuerza de la capilaridad. La superficie superhidrofóbica reportada al tener una distribución diferente de la columna de líquido que soporta, produce un ángulo de contacto diferente produciendo una tensión de aire-superficie más baja haciendo un efecto barrera anti corrosivo.

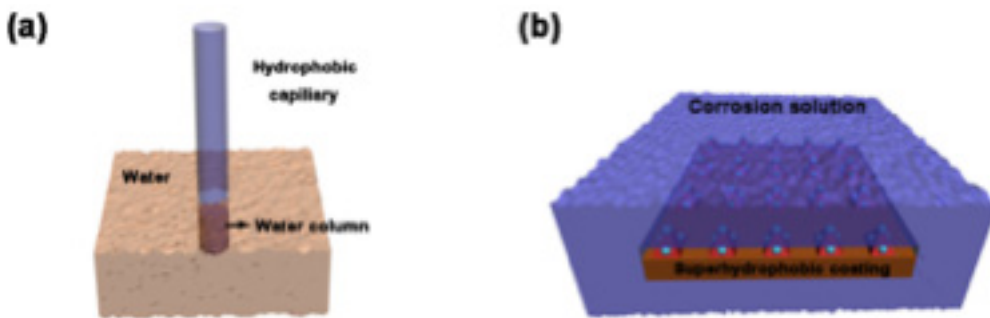


Figura 42, Capacidad hidrofóbica de superficies tratadas con Cobre. Zhang et al, 2016.

2.8.6. Sellado de las chimeneas (chambers) como factor de corrosión

2.8.6.1. Elección del material de sellado

La elección del material de sellado para las chimeneas de acceso en coronas y prótesis atornilladas sobreimplantes ha despertado el debate entre la comunidad implantológica debido a que hay poca evidencia científica al respecto (Adrian et al,1991. Howell et al 1997, Chu et al 2005). Algodón, resinas autopolimerizables, gutapercha, siliconas y últimamente el politetrafluoroetileno, más conocido como teflón, son algunos de los materiales más comúnmente utilizados.

El material de elección depende de la preferencia del operador ya que no existe aval científico que soporte la idoneidad de ninguno de los materiales con los que históricamente se va obturando la chimenea protética.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo



Figura 43 Chimenea de acceso a pilar protético en una corona sobreimplantes.
Tomada www.deardocor.com

Los trabajos enfocan este sellado desde dos perspectivas. Por un lado, la de evitar o aminsonar al máximo el antiestético acceso en la superficie de nuestras restauraciones cerámicas atornilladas frente a las cementadas (Kermanshah et al, 2014) y por otro el uso de materiales que mejoren su aislamiento. Existe más consenso en que existen ventajas que proporciona la prótesis atornillada frente a la cementada, exceptuando el nombrado antiestético sellado con materiales de resinas compuestas sobre la cara oclusal de cerámica. La ausencia de cemento de la prótesis cementada (que puede ser accidentalmente extravasado de los límites de la restauración al surco), la reversibilidad de los tratamientos al ser sencillo el retirar una corona atornillada o la mejora de los ajustes especialmente gracias a la tecnología CAD-CAM, son motivos suficientes para proteger el tornillo protésico de nuestros implantes mediante un buen sellado (Hebel et al 1997). Este tipo de trabajos centran su atención en el resultado estético sin considerar durabilidad del sellado, aparición de mal olor, corrosión, etc.

Del otro lado Moraguez describe con detalle la técnica de bloqueo de la chimenea protética de las coronas individuales atornilladas mediante PTEE. En el desarrollo de su trabajo hace mención al gran problema que supone la aparición de mal olor en el material de sellado pero no describe el porqué. Propone la desinfección de la chimenea con clorhexidina y la esterilización del PTEE pero no evalúa sus posibles alteraciones. Si hace referencia sucintamente a que el sellado de la cámara tanto en el ajuste del pilar al implante como desde coronal en nuestra restauración cerámica juega un papel en la aparición de mal olor (Moraguez et al 2010), no refiriéndose a la idoneidad de usar un material con base flúor o no o conceptos claves como la corrosión o la evolución del PTEE a medio o largo plazo.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo



Figura 43. Proceso de sellado de chimenea protética con PTFE y resina compuesta en corona sobreimplante.(Moraguez, 2010)

Autores como Steinebrunner defiende que el estudio de los materiales de sellado de nuestra chimenea protética en prótesis sobreimplantes atornillada reducirá la microlaguna existente entre el pilar protético y el implante (Steinebrunner et al 2005). Pese a la idoneidad del uso de prótesis atornilladas frente a las cementadas, como apuntan autores como Wilson donde señala reacciones a cuerpo extraño producidas por la imposibilidad de retirar el cemento sellador extravasado con el que cementamos nuestras prótesis sobre los pilares, siendo ésta causa de importantes problemas perimplantarios (Wilson et al 2009).

El sellado incompleto entre nuestros pilares protéticos y los implantes tanto por los micro-movimientos derivados de la masticación como por la falta de sellado entre componentes, ocasionan los mencionados problemas de proliferación bacteriana así como la aparición de mal olor en las partes internas de nuestros implantes, tal como Quiryne y Steenberghe muestran en sus estudios de ajuste (Van Steenberghe et al 1993, Quiryne et al 1993). Por tanto no hay sistema de implantes que asegure un total hermetismo en la conexión implante-pilar.



Figura 45. Diferentes modelos de diseños de conexiones implantoprotésicas .Canullo 2014.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

La existencia de una filtración no solamente en una dirección (pilar-implante) sino también en una segunda dirección (superficie oclusal-interior del pilar), hace pensar que no es posible utilizar de manera aleatoria un material de sellado en el interior de nuestros implantes, ya que a los fenómenos de proliferación bacteriana con el consiguiente mal olor, se une el de la corrosión de los componentes. Autores como Tarica reportan hasta cinco materiales diferentes de sellado de las chimeneas protéticas en las facultades de odontología norteamericanas (Tarica et al 2010), ya que no existía una buena información al respecto para optar unánimemente por uno, obedeciendo la elección a criterios de experiencia personal de tipo empírico y no a criterios basados en la evidencia científica.

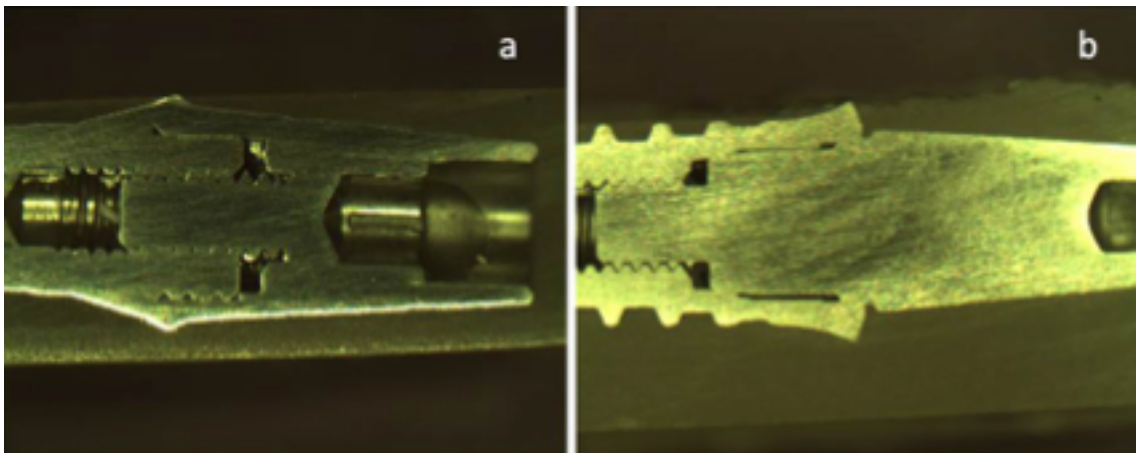


Figura 46. Corte de dos conexiones protésicas a implante .Gil 2015.

Si realizamos una revisión sobre la filtración a nivel coronal de la resina compuesta con la que sellamos la entrada a la chimenea protética independientemente del material usado en su interior para realizar el sellado, podemos comprobar como sólo tres autores encuentran que exista filtración a ese nivel (Wilson et al 2009, Guindy et al 1998). Park realiza un completo estudio in vitro usando diferentes materiales de sellado (pellet de algodón, silicona, vinilpolisiloxano y gutapercha) con la particularidad de introducir el comportamiento mecánico hasta de 16000 ciclos masticatorios por día durante una semana a 1Hz de frecuencia (Park et al 2012).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

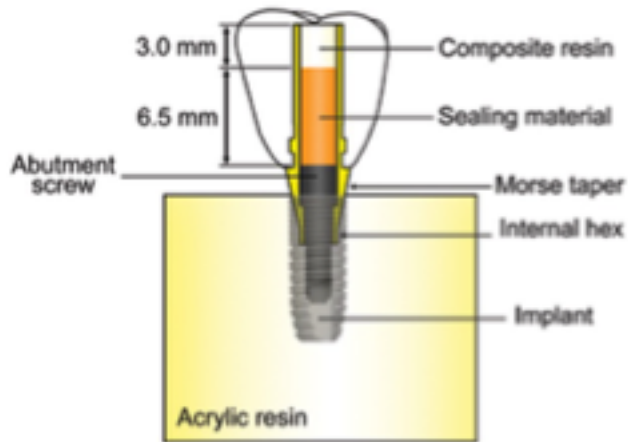


Figura 48. Esquema del sellado y estructura de una corona implantoportada. Park, 2012.

A nivel oclusal, pese a sellar el material de relleno de la chimenea del pilar protético con 3mm sobre los 6,5 mm de los diferentes materiales de sellado e imbuir los especímenes en fuchina básica, no sólo pudo evaluar la microlaguna entre implante y pilar y la absorbancia de los distintos materiales de sellado.

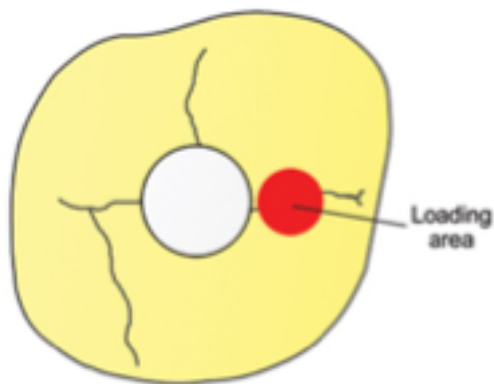


Figura 48. Área de contacto máximo de carga oclusal en una corona implantoportada que muestra su chimenea protética. Park, 2012.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

No se corroboró que a través de los 3mm de resina compuesta también existía cierto grado de filtración, siendo un aspecto desconocido especialmente para el clínico, que en su práctica diaria debería esmerarse en realizar un correcto protocolo de aislamiento también a nivel coronal.

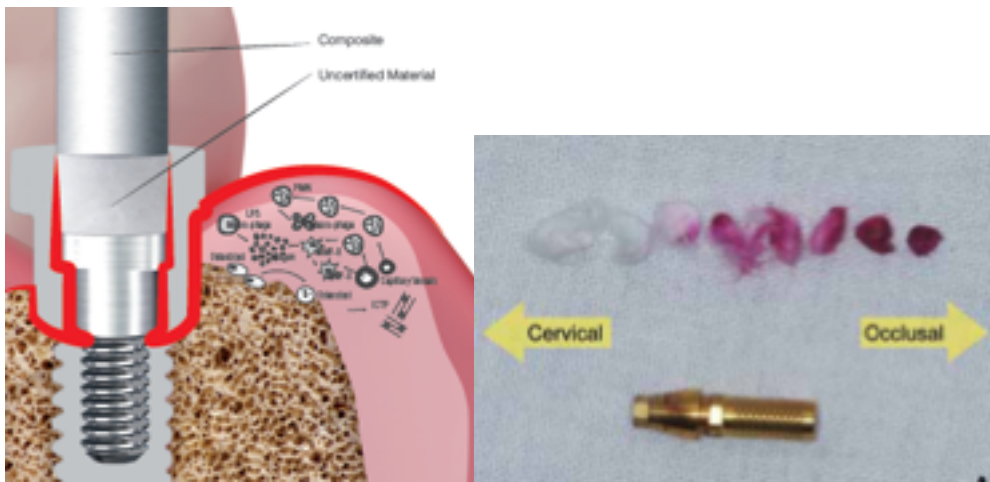


Figura 49. Acceso bacteriano a la conexión protética desde el periodonto y grados de contaminación en este caso tinción de un material de sellado, en este caso algodón.Park, 2012.

El paso de fluidos y pequeñas moléculas del rango de los polisacáridos y péptidos a través de la resina compuesta al interior de espacio del pilar y especialmente a través de la microlaguna existente entre el pilar y el implante es un hecho bien probado (Harder et al 2010). Son factores como el diseño, ajuste del pilar y el material de relleno los factores que la literatura viene tratando de proponer como mejoras para evitar la difusión de bacterias, aparición de mal olor y especialmente evitando con el micromovimiento un efecto “pump” o de bombeo de estas sustancias y bacterias a los tejidos circundantes del implante, que causan periimplantitis y pérdidas de hueso marginal (D’Ercole et al 2014, Tripodi, et al 2012, Steinebrunner et al 2005).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

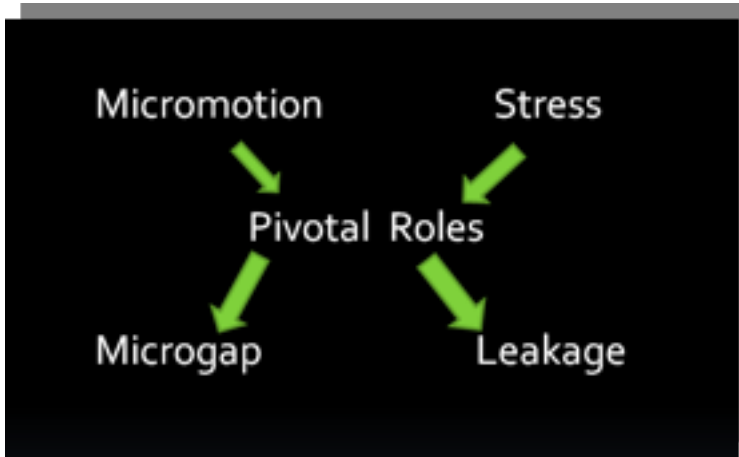


Figura 50. Esquema de fuerzas pivotantes desestabilizantes que recibe una corona sobreimplantes. Tomada de Ratner 2014.

Esta necesidad de obtener un sellado adecuado en el complejo implante-pilar se acrecienta cuando los autores muestran que la conocida como conexión externa o universal (0.7mm) posee peores cualidades de ajuste que la llamada interna en sus diferentes diseños donde básicamente convergen una superficie de contacto larga entre el pilar y el implante, pudiendo ser conectadas finalmente a través de un hexágono, octógono o ajuste trilobulado entre otras. Hasta 64µm de gap se ha descrito en la revisión sistemática que Passos (Passos et al 2013) realiza en los artículos publicados desde 1981 a 2012, donde señala la controversia existente entre la indudable presencia de gap y la pérdida de hueso crestral motivada por este hecho.

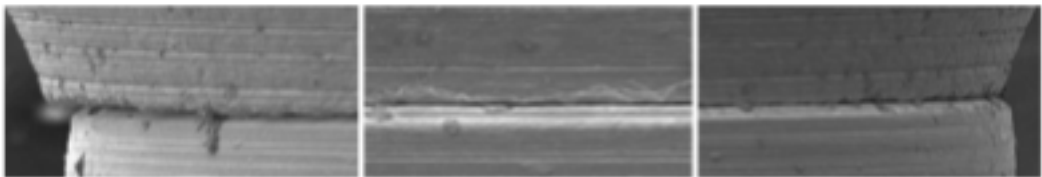


Figura 51. Sellados de pilar e implante observado por SEM, Morais Alves da Cunha 2010.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

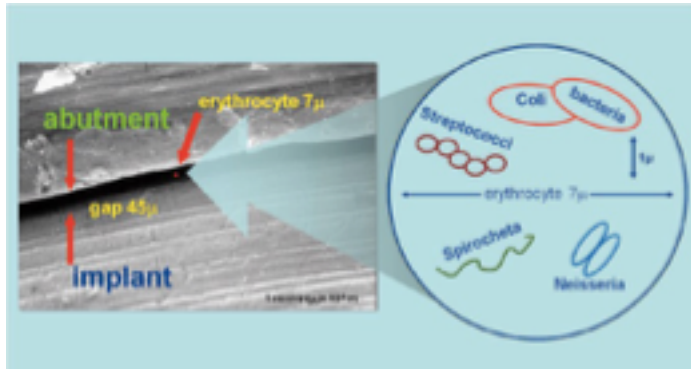


Figura 52. Esquema de penetración bacteriana a través del gap entre pilar e implante
Morais Alves da Cunha 2010

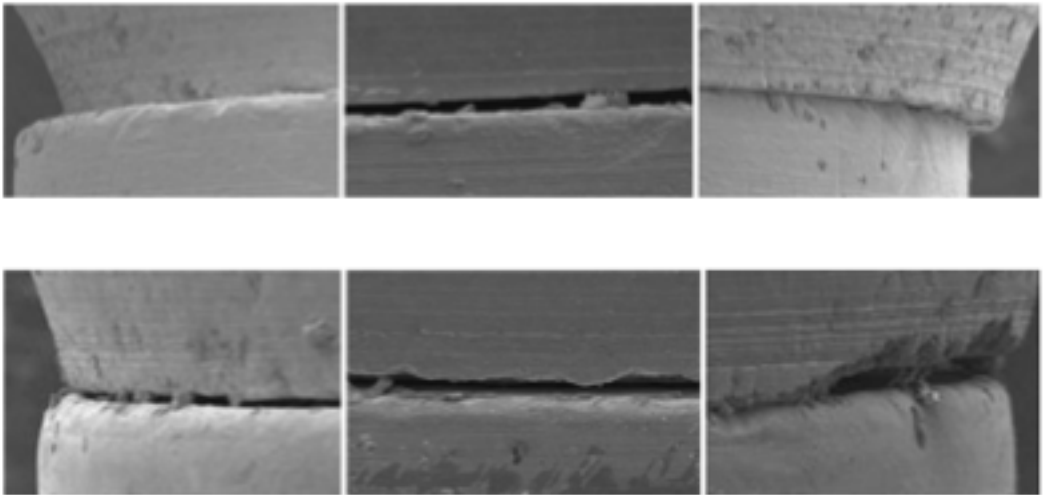


Figura 53. Diferentes gaps entre pilar protético e implantes observado por SEM.
Morais Alves da Cunha 2010

La perspectiva de los autores que Passos revisa en su estudio sobre la presencia de laguna en las conexiones es la de la presencia bacteriana, no la de la acción que en producto de corrosión puede producir en la ultraestructura de los elementos de titanio o sus aleaciones que componen el complejo implante-pilar-corona. Es por tanto el pasl bidireccional de bacterias al interior del implante y de este al exterior o zona perimplantaria como área crítica de pérdida de hueso y aparición de periimplantitis, el objeto de estudio.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Jansen sugiere que ante la imposibilidad de obtener un sellado completo debería usar un producto que consiguiera sellar del paso bacteriano, es su artículo de año 2009 donde propugna el uso de algún tipo de silicona que pudiera realizar esta función (Jansen et al 2009) Sin embargo hasta 2014 no existe en el mercado un producto que se asemeje a las características que apunta Jansen.

GapSeal®

La casa comercial alemana Hager Werken ha lanzado GapSeal® un producto con el fin de favorecer el sellado entre el pilar y el implante, asumiendo los criterios de Quirynen en cuanto a la ausencia de un sellado hermético. Atienden a los criterios de colonización retrógrada no solo en dirección al implante, si no a la contaminación que supone el interior del producto de sellado de nuestro tornillo protético en el interior del implante (Quirynen et al 1993), considerando que la mucositis causada alrededor de los implantes es la causa más importante de pérdida progresiva de hueso alrededor de los implantes según los criterios clásicos de Albrektsson, unida a múltiples factores como insuficiente higiene oral, problemas gingivales y/o sobrecarga de los implantes (Albrektsson et al 2009).

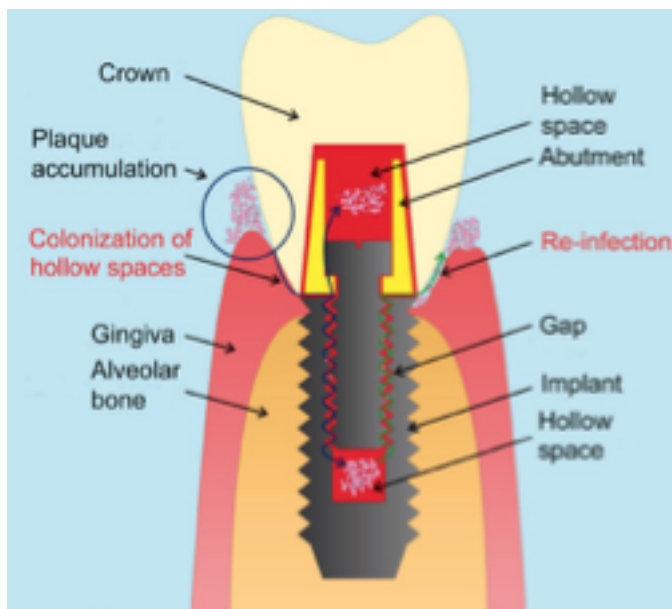


Figura 54. Esquema de colonización bidireccional bacteriana del pilar y el espacio del tornillo protético. Gapseal.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Gapseal® es una pasta de silicona viscosa (95%) a la que se le ha añadido timol. Su uso según la casa comercial es principalmente preventivo ya que trata de generar una barrera que prevenga de la infiltración bacteriana a través del gap, protegiendo por tanto del paso de bacterias, virus y hongos. Señala que el ambiente anaerobio que se genera en la filtración produce un aumento de bacterias negativas, causa principal de la periimplantitis. También otorga importancia a los propios defectos del mecanizado o colado que provocan aumentos en el gap pilar-implante ocasionando los fenómenos de filtración por lo que esta silicona con timol vendría a minimizar, ya que los gaps descritos de 45µm aproximadamente son fácilmente permeables para bacterias de 0.5 a 4 µm.

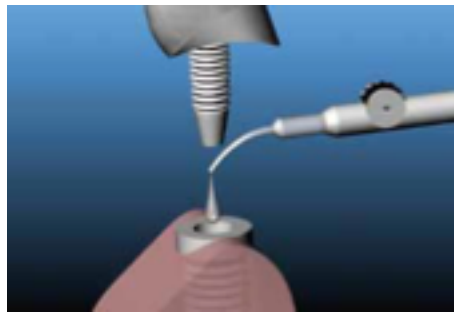


Figura 55. Esquema de utilización del producto sellante Gapseal.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

El desarrollo de este producto sellante ha correspondido al profesor Fritzemeier del departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial de la Universidad Hainrich-Heine de Düsseldorf, Alemania, en un desarrollo del producto a lo largo de 16 años según reza la casa comercial. Para comprobar su buen comportamiento y su biocompatibilidad han realizado un estudio retrospectivo a 14 años a boca partida usando vaselina y el producto GapSeal® en 167 implantes sin describir el número de pacientes, con ello se pretendía evaluar el grado de mucositis y sangrado periimplantario, así como la inhibición bacteriana, fúngica y vírica gracias al sellado de nuevo producto. Según sus resultados mostraron una evidencia estadísticamente significativa de una reducción de periimplantitis tres veces superior a los implantes que no fueron sellados con su producto. Sin embargo, este estudio procede de la misma casa comercial Hager &Werken, por tanto sus resultados no provienen de estudios independientes. Tan sólo existe un artículo en la literatura que prueba la capacidad antimicrobiana del GapSeal, pero de manera in-vitro (Nayak et al 2014).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. Metodología

La metodología seguida para la elaboración de esta tesis doctoral ha sido en primer lugar la evaluación mediante búsquedas bibliográficas acerca de los contenidos relacionados con los fenómenos de corrosión presentes en los tornillos sobre implantes dentales. Mediante el metabuscador SCOPUS y SCIENCE DIRECT, de este modo se introdujeron los ítems “dental implant” AND “abutment screw” AND “corrosion” apareciendo tan sólo 7 artículos de los cuales sólo 4 guardaban interés para la investigación.

Modificando la búsqueda a “Titanium” AND “Coating” AND “Fatigue” se obtenían como resultado 822 citas que si acotábamos introduciendo “Dental” reducíamos a 32, ya que la cobertura del titanio y su caracterización especialmente en el campo de la ingeniería está muy presente.

Al realizar una búsqueda en los mismos motores de búsqueda con los ítems “dental implant” and “titanium” and “fatigue” el resultado obtenido es de 130 referencias. Esta diferencia con respecto a la búsqueda donde se introdujo el ítem “corrosion” nos indica claramente que el fenómeno corrosivo no está tan presente en la literatura como el de fatiga que está ampliamente estudiado. Sin embargo las referencias bibliográficas responden al estudio de fatiga de los propios implantes generalmente. Los tornillos protéticos y su relación con los fenómenos de degradación por corrosión y su relación con la fatiga son poco contemplados en la literatura.

La propia naturaleza de nuestra investigación en el campo de los biomateriales hace que las publicaciones que recogen los artículos seleccionados no se ciñan estrictamente al espectro odontológico. Las referencias que pueden aportar luz a nuestra investigación van más allá de publicaciones clásicas en odontología como The Journal of Prosthetic Dentistry, Clinical Oral Implants Research, Journal of Prosthodontics, Clinic Applications of Biomaterials o Dental Materials. Las publicaciones propias de la ingeniería donde se muestran propiedades y ensayos relacionados con el titanio son imprescindibles para exponer y entender los fenómenos electroquímicos, corrosivos y de fatiga que sufren nuestros implantes y en nuestro caso concreto los tornillos protéticos y su relación con el entorno oral. Ejemplos de estas publicaciones que se han hecho presentes en nuestra bibliografía son: Procedia Engineering, Surface and Coating Technology, Materials Science and Engineering, Corrosion Science, Journal Materials Science, International Journal of Electrochemistry, Applied Materials and Interfaces o Metals and Materials.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

La selección de los sistemas de implantes sometidos a nuestros ensayos y observación a través de distintos métodos de análisis se ha llevado a cabo en base a facilitar que sean reproducibles con otros ensayos presentes en la literatura, donde clásicamente se ha usado la conexión hexagonal externa de 0,7mm tipo Branemark. Para ello se han utilizado tres marcas comerciales:



Figura 56. Phibo Dental Solutions S.L. Polígono Industrial Mas d'en Cisa, Gato Pérez, 3-9. 08181.Sentmenat. Barcelona. Spain. Tomada de la propia casa comercial



Figura 57. Biomet 3i. 4555 Riverside Drive. Palm Beach Gardens, Florida. USA. Tomada de la propia casa comercial.



Figura 58. Nobel Biocare AB. Västra Hamngatan .Göteborg, Suecia.Tomada de la propia casa comercial

Estas tres marcas comerciales de implantes disponen de distintas conexiones y diferentes diseños en sus implantes, sin embargo para elaborar nuestro estudio se seleccionaron los implantes Phibo, TSH S4 04 -11.5, Biomet 3i Osseotite de paredes paralelas de 4 mm de diámetro y Nobel Replace Branemark System RP de 4 mm por 11,5 de longitud. Los tres sistemas de implantes y los tres tipos de implantes seleccionados comparten un tornillo protético de titanio en aleación Ti6Al4V pero con distintas características superficiales que serán objeto de estudio.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Los tornillos protéticos para conexión externa de la marca Phibo con la siguiente composición 90% Ti, 6% Al, 4% V, no poseen recubrimiento alguno sobre su superficie por lo que actuaron de modelo control. Los tornillos protéticos de la marca Biomet 3i bajo el nombre registrado Goldtite para sus implantes Osseotite poseen la siguiente composición “80% Pd, 10% Ga, 10% Cu, Au, y Zn” en término de su publicidad comercial, destacando las 0.76 micras de oro puro de 18 quilates en su superficie. Los tornillos protéticos marca Nobel Biocare para su Branemark System RP por privacidad de la marca no la podemos describir con precisión, sin embargo todo apunta a ser Ti6Al4V por ser la aleación con más soporte en la literatura para la fabricación de tornillos protéticos y componentes.

Por otro lado, se han seleccionado otra marca comercial igualmente líder en el mercado como es Astra Tech, Densply Implants Manufacturing GmbH. Steinzeugtrasse 50, 68229. Mannheim. Alemania. En este sistema es el implante Osseospeed TX4.5 11 mm de longitud el elegido para formar parte del estudio. A diferencia de los tres implantes seleccionados anteriormente la conexión y diseño de este modelo de estudio es diferente. El implante Astra Tech posee una conexión interna tipo “cone morse”. La evidencia científica muestra como este tipo de conexión entre el pilar protético y el implante elimina un micro-gap que constituye un reservorio bacteriano que afecta a la estabilidad de los tejidos periimplantarios (85,86). Esta colonización que se produce a largo plazo puede ser la responsable de la salud de los tejidos que la rodean (87).

Si bien los modelos de tornillos protéticos de conexión externa e interna no son comparables por estar diseñados para diferentes pilares y coronas protéticas, si lo son en lo que se refiere a la superficie externa que la casa comercial le proporciona a sus tornillos protéticos, en el caso AstraTech es anodizada.

3.2. Manufacturación

La evaluación de la calidad del maquinado de nuestros tornillos protéticos constituye uno de los pilares de la investigación debido a que la existencia de microcracks e irregularidades contribuye a la propagación de los mismos y la disminución de resistencia a la fatiga y al fenómeno corrosivo. Las marcas comerciales distribuyen sus tornillos en blíster cerrados que el clínico debe abrir y fijar en las prótesis sobreimplantes adecuadas al sistema. Distinguen casas comerciales entre tornillos definitivos y tornillos llamados de laboratorio que con unas menores propiedades de resistencia y fatiga serán usados para la secuencia de pruebas y labores de conexión y desconexión necesarias previas a la colocación definitiva de las restauraciones protésicas terminadas. Para este estudio serán los tornillos definitivos los que serán revisados, ya que serán los que entren en contacto de un modo u otro con el medio oral.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Los 50 tornillos protéticos de 5 casas comerciales fueron evaluados a través de microscopía electrónica de barrido SEM a través del microscopio X-Max Oxford Instruments Tubney Woods Abingdon, Oxfordshire UK en el que se llevó a cabo microanálisis cualitativo EDS de la superficie de las muestras.



Figura 59. Microscopio X-Max Oxford Instruments Tubney Woods Abingdon, Oxfordshire UK. Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

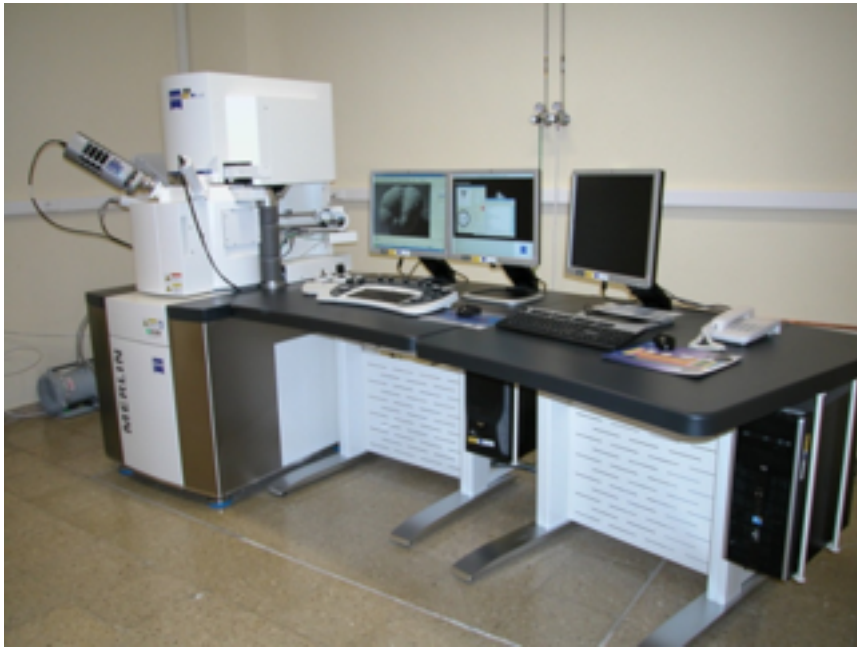


Figura 60. Microscopio electrónico de barrido perteneciente a la Universidad de Jaén, visión general. Fuente propia.

El fundamento de la microscopía electrónica de barrido, SEM, se basa en la microscopía óptica, pero sustituyendo el haz de luz por un haz de electrones, los cuales generan la imagen debido a la interacción de éstos con la muestra durante su paso (barrido) a través de un área determinada sobre la superficie de la muestra.

La parte principal de un microscopio electrónico de barrido es la denominada columna de electrones, Figura 60, la cual lleva alojados en su interior los siguientes elementos:

- . Un sistema de lentes electromagnéticas encargadas de focalizar y reducir a un diámetro muy pequeño el haz de electrones producido por el filamento.
- . Un cañón de electrones con un filamento que emite electrones.
- . Un sistema de lentes electromagnéticas encargadas de focalizar y reducir a un diámetro muy pequeño el haz de electrones producido por el filamento.
- . Un sistema de barrido que hace recorrer el haz de electrones ya focalizado por la superficie de la muestra.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

. Uno o varios sistemas de detección que permiten captar el resultado de la interacción del haz de electrones con la muestra y transformarlo en una señal eléctrica.

. Una salida conectada a una o varias bombas que producen el vacío necesario para que el conjunto funcione adecuadamente.

Cuando el haz de electrones incide sobre la superficie de la muestra, se produce una interacción entre éste y los átomos de la muestra, lo que origina que se emitan una serie de electrones con unas energías características, Figura 61, los cuales son detectados, y mediante los cuales se construyen las imágenes y/o se realizan las determinaciones analíticas en función del tipo de señal detectada.

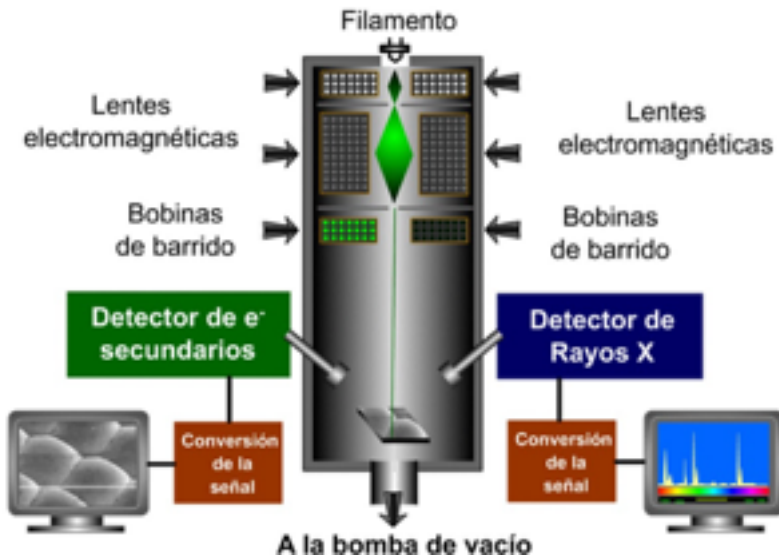


Figura 61. Esquema de la columna de electrones de un microscopía electrónico de barrido. Tomada de la web de la Universidad Andrés Bello. Departamento de CC.Químicas.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

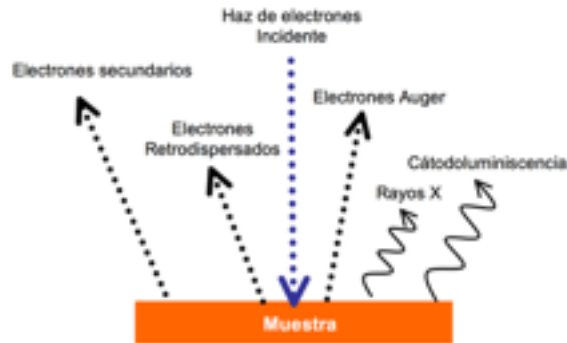


Figura 62. Señales generadas por la interacción del haz de electrones con la superficie de la muestra. Tomada de www.pardell.es apuntes electromedicina.

Las señales emitidas por la muestra, más importantes, son:

. **Electrones Secundarios:** Se considera un electrón secundario aquel que emerge de la superficie de la muestra con una energía inferior a 50 eV (electronvoltios). La señal de electrones secundarios es la que se emplea normalmente para obtener una imagen de la muestra, siendo la señal que nos proporciona una imagen más real de la superficie que estemos estudiando. Los detectores usados para estos electrones se denominan SEI

. **Electrones Retrodispersados:** Se considera un electrón retrodispersado a aquel que emerge de la superficie de la muestra con una energía mayor a 50 eV, y su intensidad depende del número atómico, Z, del material. Este hecho permite distinguir fases de un material de diferente composición química y su topografía. Los detectores usados para estos electrones se denominan BSE.

. **Rayos X:** Mediante la utilización de un detector de energías dispersivas, EDS, se consigue captar los rayos X emitidos por la muestra y realizar análisis espectrográficos de la composición de la superficie de la muestra. El siguiente paso es el de comparar las propiedades mecánicas de los tornillos, para poder decidir qué casa comercial vamos a recubrir con nanopartículas para el posterior ensayo de corrosión.

Respecto al análisis elemental o EDS, el funcionamiento recae en identificar y cuantificar la composición elemental de áreas de muestra hasta con un tamaño tan pequeño como de algunos micrómetros cúbicos. El material de muestra es bombardeado con electrones del mismo SEM y los rayos X producidos son medidos con un espectroscopio de rayos X. Cada elemento tiene una longitud de onda característica y puede ser identificado por ésta.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

El protocolo llevado a cabo en manejo de las muestras fue su estudio directamente del blíster comercial, ya que es la manera en que son usadas por el clínico, en nuestro caso usamos unas pinzas de titanio ASTRA TECH (Densply Implants Manufacturing GmbH. Steinzeugtrasse 50, 68229. Mannheim. Alemania) para que las muestras no se pusieran en contacto con otro elemento diferente que pudiera alterar especialmente el microanálisis de la superficie.

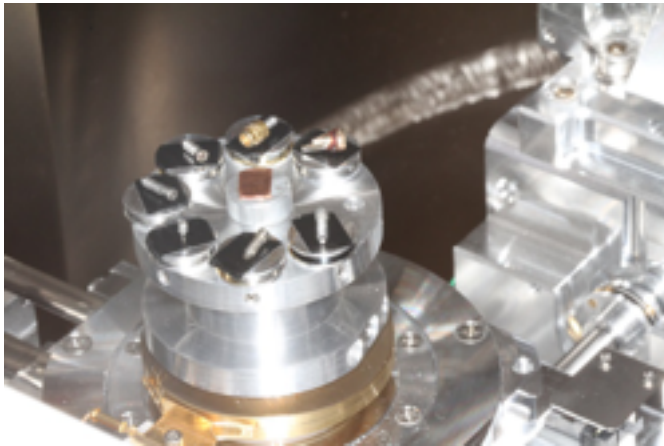


Figura 62 Posicionamiento de tornillos protéticos en SEM. Fuente propia.

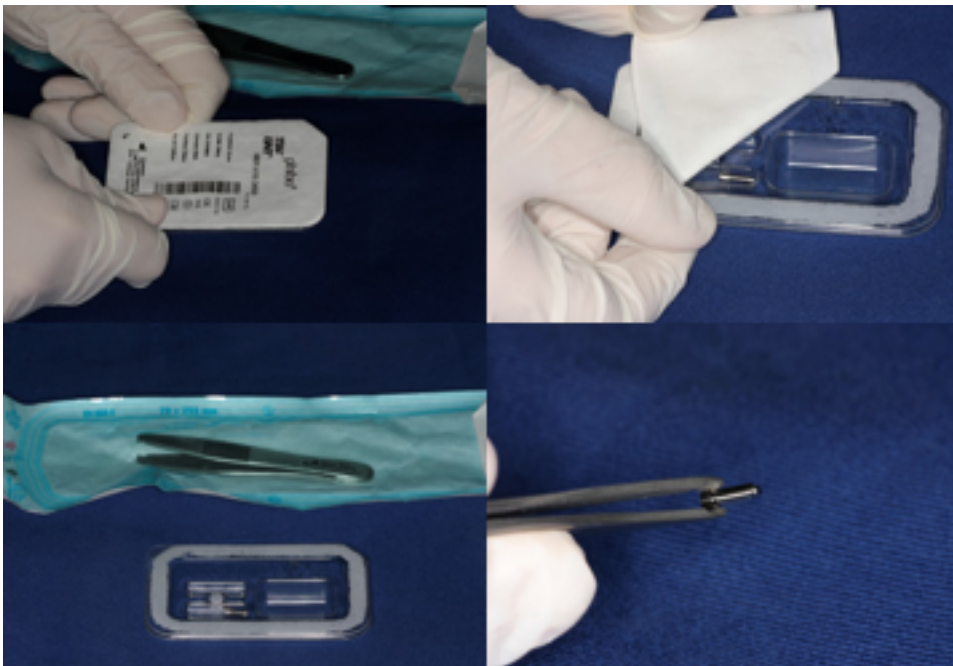


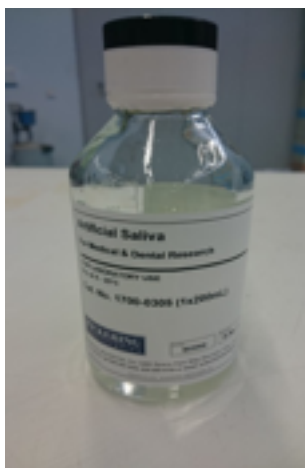
Figura 63. Método de apertura y colocación de tornillos protéticos control. fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

3.3. Corrosión

El estudio de los cambios en la superficie del titanio o el material de los recubrimientos en tornillos protéticos al entrar en contacto con fluidos es objeto de estudio ya que se producirá una absorción de proteínas que variará el comportamiento iónico de la superficie que aumentará la formación de fosfatos. Al igual que en los estudios de Hawana et al se estudió con espectrometría de rayos X (XPS) cambios en fosfatos y calcio presentes en los grupos hidróxidos que aparecen tras sumergir nuestros tornillos protéticos 72 horas en saliva artificial a pH 5,2. (Artificial Saliva. For medical & Dental Research. Piking Laboratories. Space Park Way, Mountain View, CA 94043, Estados Unidos)



Artificial saliva solution	
Compound	Concentration (g/l)
NaPO ₄	0.780
NaCl	0.5
KCl	0.5
CaCl	0.795
NaS	0.05
(NH ₄) ₂ SO ₄	0.3
Citric acid	0.05
NaCO ₄	0.1
Urea	1.0

Figura 64. Artificial Saliva. For medical & Dental Research. Piking Laboratories
Composición saliva artificial.Fuente propia.



Figura 65. Aplicación de calor en hornos de temperatura controlada.EPS Linares. Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo



Figura 66. Horno utilizado. EPS Linares. Fuente propia.

Se caracterizó el producto de corrosión ya que el TiO_2 activa reacciones catalíticas interaccionando con material orgánico e inorgánico influenciando los procesos biológicos y condicionando la interfase y propiedades de nuestros biomateriales (Hensten-Pettersen, 1984), (Li, 2018), (Paramitha, 2017).

3.4. Evaluación de microcracks

Una vez analizadas las características del producto de corrosión en la superficie de nuestros tornillos protéticos de manera “in vitro” se procedió a eliminar dicho producto en la superficie de nuestras muestras para observar la topografía de los tornillos sometidos al fenómeno corrosivo. Para ello permanecieron una hora en una cuba de ultrasonidos y posteriormente pasado por limpieza con acetona. Las muestras se pesaron en una balanza de precisión, no siendo significativa la diferencia de peso entre previo a proceso de corrosión y después del mismo.

3.5. Recubrimientos experimentales

Para ello se escogieron los tornillos protéticos sin recubrimiento de la casa Phibo .ya que los otros grupos de tornillos testados estaban recubiertos como es el caso de DCL en el caso de los tornillos protéticos de la casa comercial Nobel Biocare o la capa de $0,7 \mu m$ de oro de 18 quilates de la casa comercial BIOMET 3i en su tornillo Gold-Tite. Este grupo de tornillos Phibo fueron sometidos a un proceso de recubrimiento de su superficie mediante el depósito de nanopartículas de Ag, Cu y una combinación de Ag y Cu. Para ello, se utilizó una cámara de evaporación de alto vacío producido por bomba turbomolecular, cuya casa comercial es: “Pfeiffer Vacuum Classic 250”. Perteneciente a la Facultad de Ciencias Químicas de la Universidad Complutense de Madrid.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo



Figura 67. Cámara de evaporación de alto vacío donde se recubrieron tornillos experimentales. Facultad de CC. Químicas .UCM. Fuente Propia.



Figura 68. Colocación tornillos protéticos experimentales previo a su tratamiento. Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

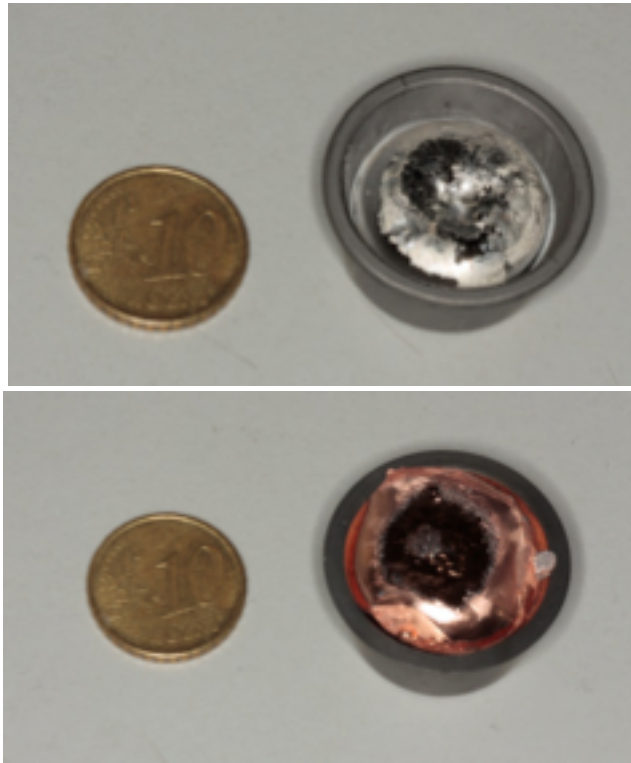


Figura 69. Patrones plata y cobre para cámara de termovacío. Fuente Propia.



Figura 70. Lugar de posicionamiento de las muestras experimentales en la cámara

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Una vez volatilizadas, las nanopartículas de Ag y/o Cu se depositaron sobre las muestras en su superficie. Cada uno de los especímenes recubiertos mediante nanopartículas fue analizado mediante EDS y SEM.



Figura 71. Muestras tras ser tratadas en la cámara de vacío. Fuente Propia.

3.6. Análisis de propiedades mecánicas de los tornillos protéticos

Las propiedades mecánicas fueron estudiadas mediante una máquina universal de ensayos situada en la Universidad de Jaén, campus de Linares, cuya casa comercial es Shimadzu. Los tornillos protéticos fueron ensayados a tracción mediante útiles diseñados específicamente para ello, también de la casa Shimadzu.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo



Figura 72. Máquina universal de ensayos Shimadzu con útiles específicos para ensayar los tornillos protéticos. EPS Linares. Fuente propia.

Con una velocidad de 0.5 mm/min, los resultados más relevantes de los ensayos de tracción según software específico se mostrarán en el apartado de resultados.

3.7. Análisis de Fuerza Atómica (AFM)

Por último, para comparar la superficie entre tornillos recubiertos y no recubiertos tras sufrir un proceso de corrosión, se realizó un ensayo en microscopio de fuerza atómica (AFM) de la casa comercial Veeco en Centro Nacional de Microscopía Electrónica (CNME) en el Campus de la Universidad Complutense de Madrid (Madrid). Las muestras utilizadas fueron 12 tornillos en total de la marca Phibo, sometidos a corrosión, los cuales 9 de ellos estaban recubiertos de Ag, Ag-Cu y Cu, mediante el proceso citado anteriormente.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Mediante método de contacto o tapping producido por la oscilación de un láser incluido en el AFM, se obtuvo a partir de las muestras introducidas la topografía de la superficie de los tornillos.

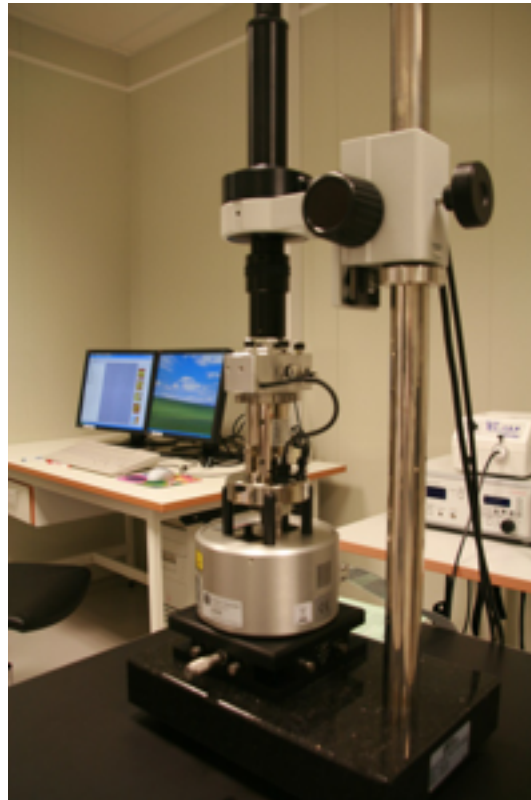


Figura 73. Microscopio de fuerza atómica (AFM). Centro Nacional de microscopía. UCM. Fuente propia.

La Microscopía de Fuerza Atómica (AFM) ofrece tecnología actual de alta sensibilidad para el análisis de nanoestructuras y para establecer rangos de eventuales aplicaciones clínicas en odontología implantológica, se propone aplicarla sobre diferentes tratamientos de superficie en titanio para caracterizarlos. Es posible registrar la rugosidad con unas longitudes de muestreo máximas hasta los 100nm.

El microscopio de fuerza atómica es la evolución del llamado microscopio de efecto túnel (STM). El STM consiste en una pequeña punta metálica que se aproxima a la superficie del material a analizar a una distancia de 1\AA , para aplicarle una diferencia potencial de 10^{-2} V para establecer, por efecto túnel, una corriente eléctrica de $\sim 1\text{ nA}$. Gracias a dicho procedimiento es posible obtener imágenes de carácter topográfico de la superficie de la muestra en cuestión sin la necesidad de emplear campos eléctricos externos de carácter intenso.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Esto permite observar la topografía de la superficie con una resolución atómica.

El AFM va a venir clasificado en función de la interacción entre la punta y la superficie de nuestra muestra, podrá ser modo repulsivo o de contacto y modo atractivo y de no-contacto. La pequeña punta barre la superficie de la muestra en cuestión a través de un mecanismo de retroalimentación. Dicho mecanismo hace que scanner piezoeléctricos mantengan la punta en interacción con la superficie de la muestra a una fuerza determinada constante, de esta manera se obtienen las alturas con respecto a la superficie. Las puntas son fabricadas especialmente en silicio o nitruro de silicio y se extienden hacia abajo desde el final de un cantiléver. Las puntas en unión con el cantiléver constituyen los cabezales que es donde la muestra es ubicada. Del mismo modo los cantilévers poseen un sistema óptico de detección en el cual incide una laser de diodo. Dependiendo de la deflexión que sufra el cantiléver reflectante mientras la punta se va moviendo en sentido vertical, el haz del láser refleja con un determinado ángulo, incidiendo en una posición concreta de un fotodiodo de dos o de cuatro elementos. Será un fotodetector el encargado de medir las diferencias de la intensidad de la luz, manteniéndose la punta a una fuerza constante al realizar el barrido sobre la superficie un transductor piezoeléctrico posibilita la desviación en altura. De este modo es posible obtener imágenes de alta resolución y de carácter tridimensional.

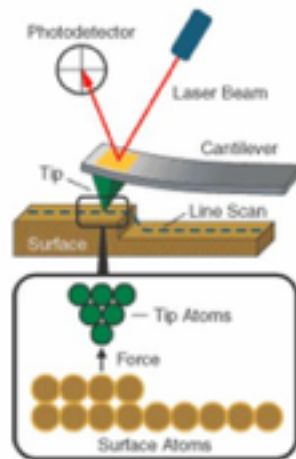


Figura 74. Esquema de funcionamiento AFM. Modo tapping. Tomada de morfocitologia.blogspot.es

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Un fotodetector es el encargado de medir la diferencia de intensidad de luz. Manteniéndose la punta a una fuerza constante, mientras realiza el barrido sobre la superficie, un transductor piezoeléctrico posibilita la desviación de la altura. Así, es posible obtener imágenes de altísima resolución y de carácter tridimensional (Wennerberg, 1996).

Cabe destacar que en ciertos casos la resolución de STM es mejor que la del AFM. Esto sucede gracias a la dependencia exponencial del corriente túnel con la distancia. En efecto, el AFM posee una dependencia fuerza-distancia mucho más compleja que el STM debido a la forma de la punta y a la fuerza de contacto. Sin embargo, el STM sólo puede ser aplicado a muestras conductoras, siendo el SFM mucho más versátil. Además, a diferencia de lo que sucede en el STM, el voltaje y el espaciado entre la punta y la superficie de la muestra pueden controlarse independientemente, siendo ésta una gran ventaja para privilegiar el uso de éste por sobre el de aquél (Hinojosa, 2001).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Análisis Tornillos Protético sin recubrimiento. Modelo Control:

La observación de los tornillos protéticos mediante SEM mostró que en general las muestras de todas las marcas analizadas sufren en la morfología de su superficie notables defectos de mecanizado. Por tanto favorecen la aparición de producto de corrosión y por tanto embridamiento de su superficie. Desde el punto de vista mecánico estas alteraciones en su maquinado producen zonas de debilitamiento a la fatiga.

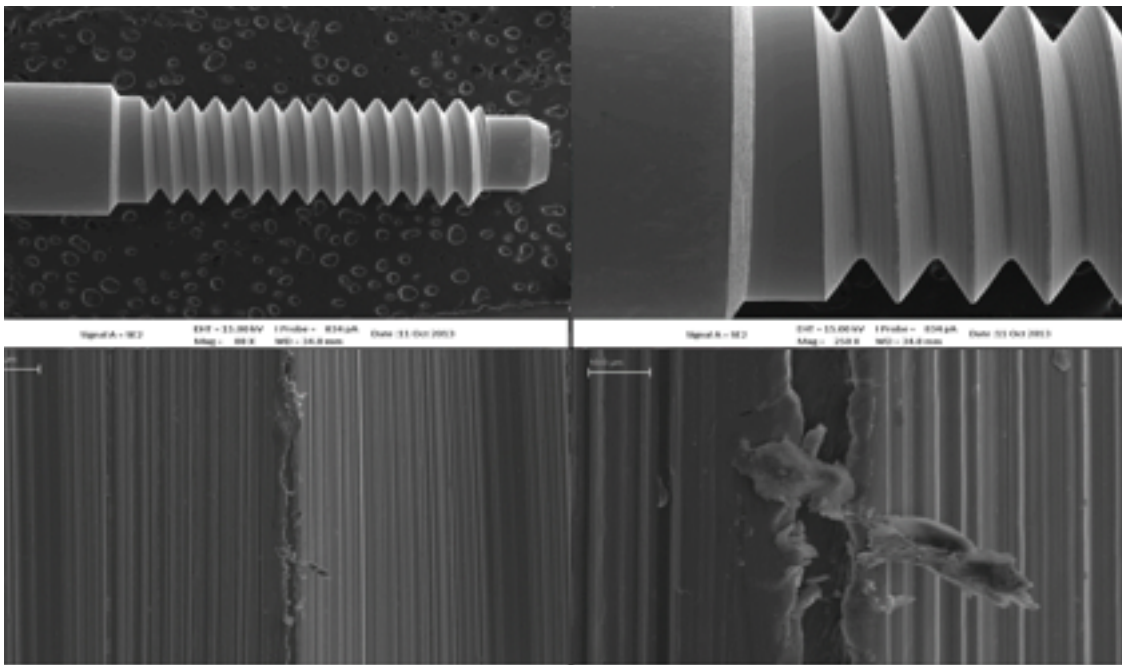


Figura 75.. Muestras de tornillo protético control en SEM. Fuente propia.

La localización de los defectos en el maquinado en todas las muestras de tornillos protéticos de las distintas casa comerciales de implantes analizadas guardan un patrón común que es la falta de precisión en la zonas de las espiras mientras que en general los valles de los tornillos presentan una buena definición.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

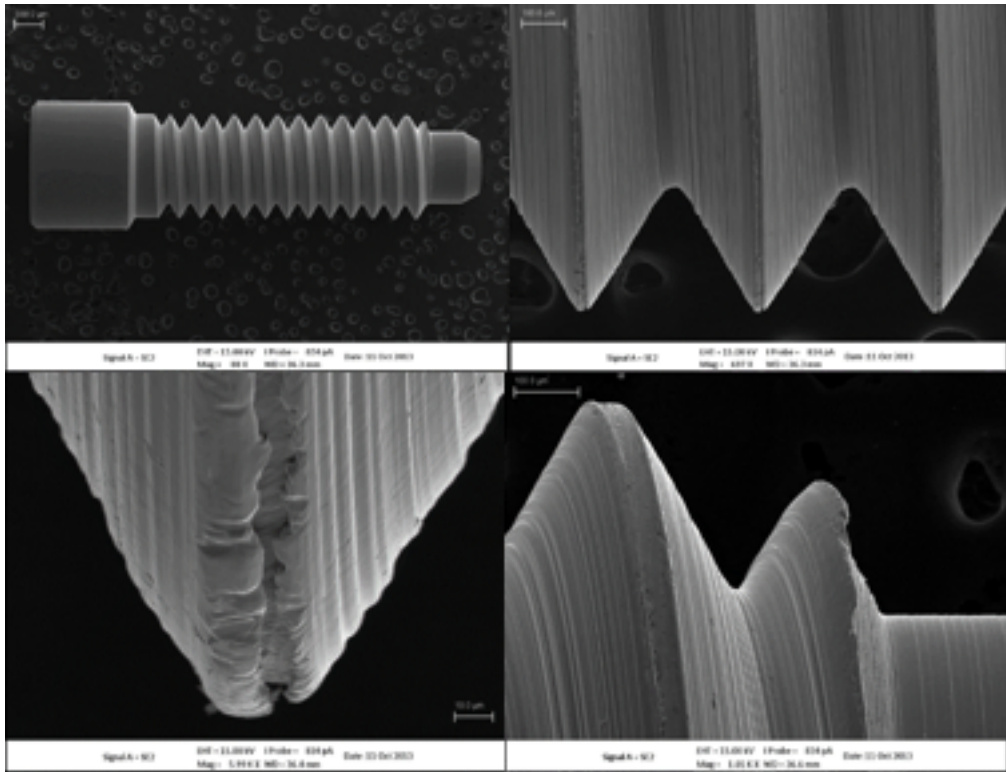


Figura 76. Análisis mediante SEM de tornillos protéticos control en SEM. Fuente propia.

La casa comercial BIOMET 3i comercializa un tornillo con las mismas características que nuestro modelo control de la marca española Phibo. Ambos comparten los mismos defectos en la maquinación de sus tornillos protéticos a la luz del análisis mediante SEM.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

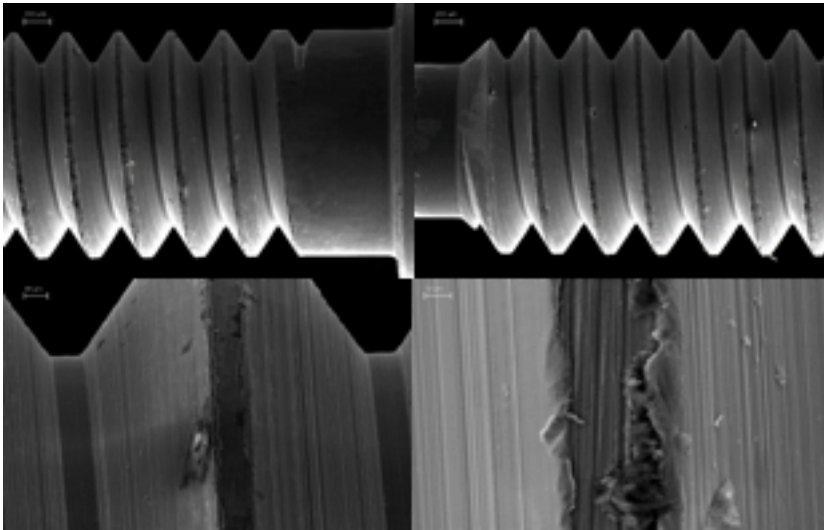


Figura 76. Análisis mediante SEM del tornillo marca 3i BIOMET. Fuente propia

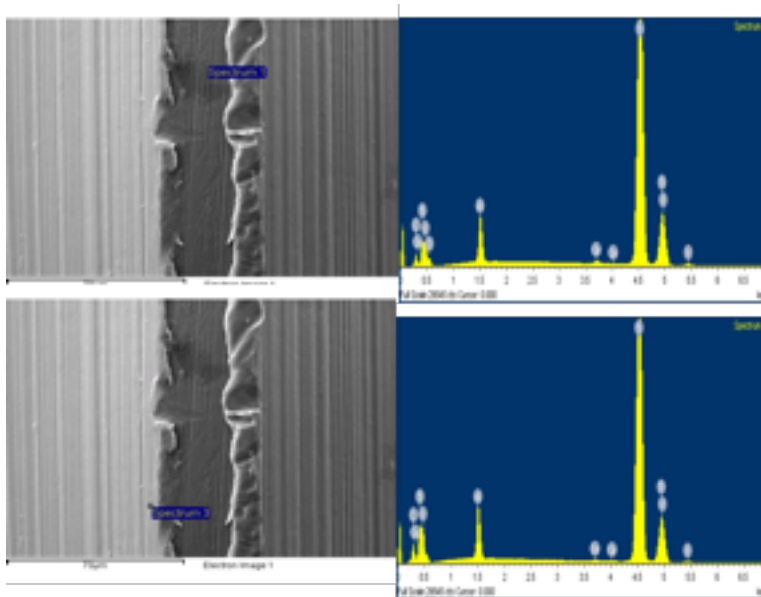


Figura 78. Análisis EDS de la composición superficial de tornillos control marca Phibo. Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

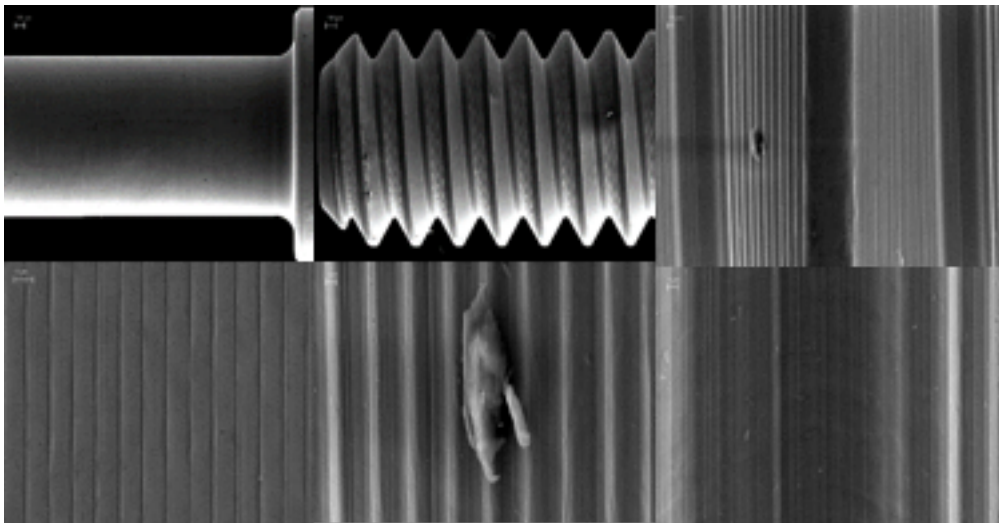
El análisis mediante EDS de las mismas muestras de tornillo protéticos nos muestra la composición de su superficie externa de una manera cualitativa de la misma muestra en el mismo momento del análisis SEM

4.2. Análisis de los tornillos recubiertos comercialmente.

Los resultados tras someter al estudio de SEM los tornillos recubiertos sin haber sido sometidos al proceso corrosivo fueron mejores en cuanto a la regularidad de su superficie que los tornillos no recubiertos.

4.2.1. Astra

En este apartado se muestra el análisis de los tornillos protéticos marca Densply AstraTech cuya superficie está anodizada. Sin ser un recubrimiento en sí mismo ya que el proceso de anodizado consiste en el aumento de la capa de metal pasivado de su superficie en no más de 20-50 μm . No sabemos si obedece a un afán de la casa comercial por la mejora de sus cualidades o bien simplemente por aportar un color concreto que lo haga distinguir del resto de componentes protéticos facilitando al clínico su identificación.



ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

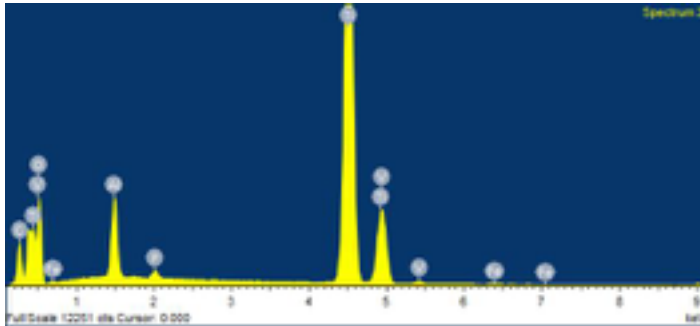


Figura 79. Análisis mediante SEM y EDS tornillo protéticos marca Astra. Fuente propia.

4.2.2. Nobel Biocare

La casa comercial Nobel Biocare usa para sus tornillos protéticos Nobel Replace de conexión externa 0.7 al igual que nuestro modelo control la superficie patentada TorqueTite® al igual que para recubrir el resto de sus tornillos clínicos. La casa comercial indica que el recubrimiento es Carbono, sin aportar más datos al usuario.

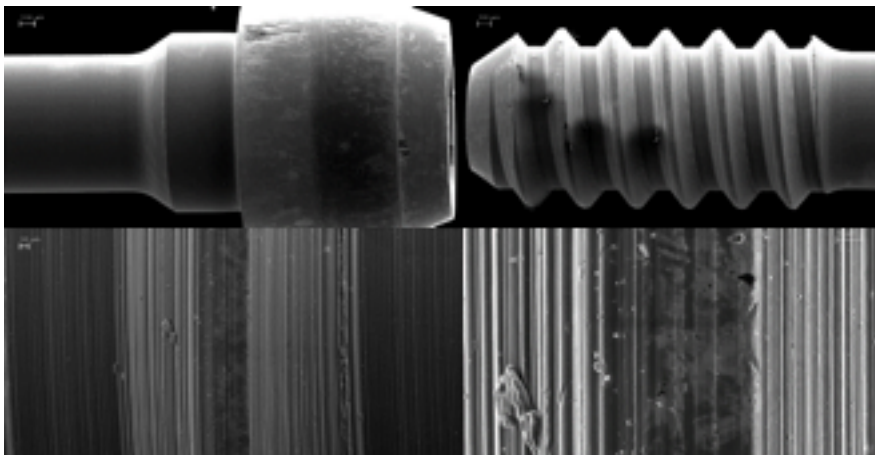


Figura 79. Análisis SEM del tornillo marca Nobel Biocare. Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

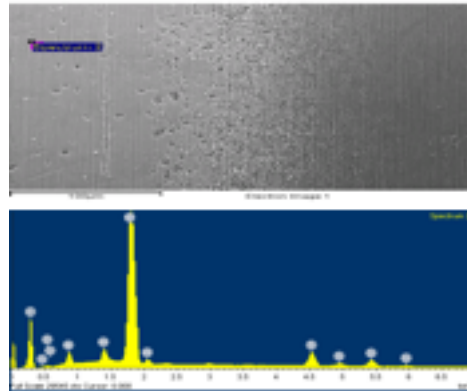


Figura 81. Análisis EDS del recubrimiento comercial de tornillo protético marca Nobel Biocare. Fuente propia

En las imágenes del SEM es posible apreciar la regularidad del recubrimiento de este tornillo protésico, donde podemos apreciar la transición entre la zona superior del tornillo donde son aplicadas las fuerzas de nuestro destornillador protésico con una superficie de titanio a la parte que está en contacto con las espiras internas del implante donde se encuentra el recubrimiento.

Es destacable que en el microanálisis encontramos una predominancia de Wolframio, siendo la superficie posiblemente carburo de wolframio un material con unas magníficas características mecánicas y una buena resistencia a la corrosión.

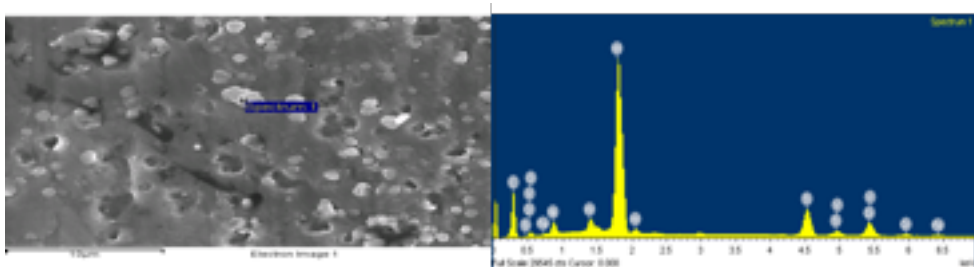


Figura 82. Análisis EDS del recubrimiento comercial de tornillo protésico marca Nobel Biocare. Fuente propia.

4.2.3 Biomet 3i. Superficie Goldtite

El resultado de la observación en SEM muestra que el recubrimiento de la casa comercial en oro no es regular desde su manufacturación, originando irregularidades que propician la aparición del proceso corrosivo.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Gracias al micronálisis EDS ha sido posible observar como los tornillos protésicos recubiertos comercializados como Goldtite no son de titanio , sino de acero inoxidable. Algo poco habitual en este tipo de dispositivos.

La superficie interna que el recubrimiento deja al descubierto también muestra algunas oquedades que pueden ser inicio igualmente de la propagación de microcraks y procesos de corrosión.

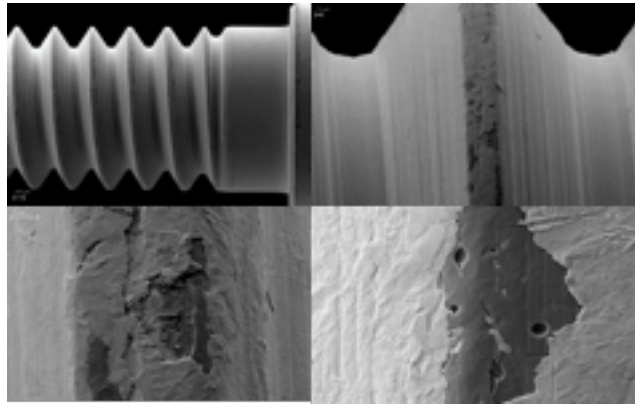


Figura 83. Análisis SEM del tornillo protético marca 3i Goldtite. Fuente propia.

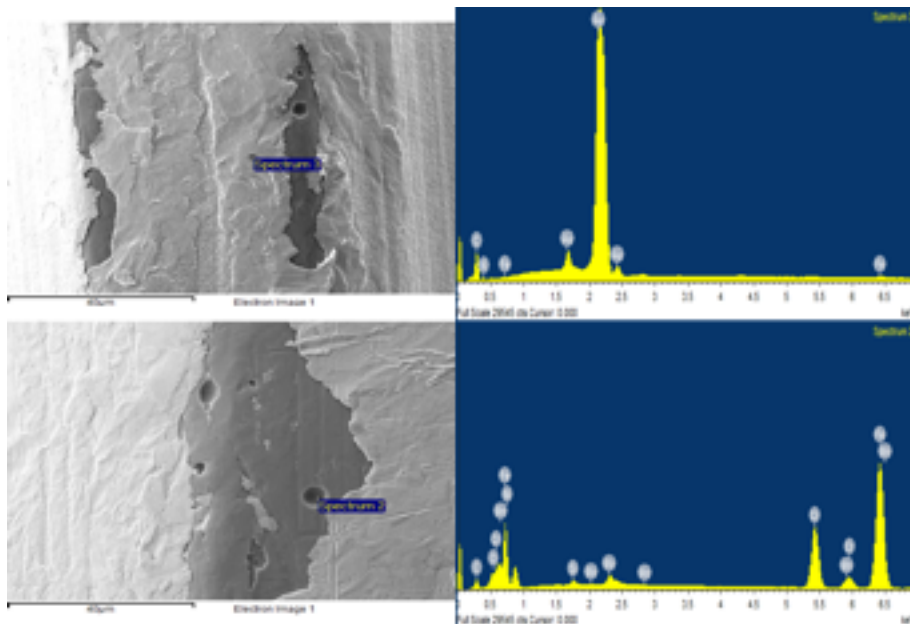


Figura 84. Análisis EDS tornillo protético marca 3i Goldtite. Fuente propia.

4.3. Análisis de los tornillos recubiertos experimentalmente

4.3.1. Recubrimiento nanopartículas de Plata

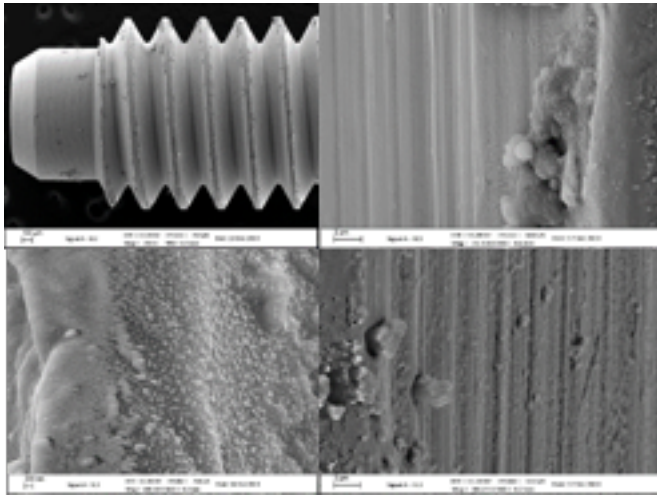


Figura 85. Recubrimiento experimental de tornillos protéticos con nanopartículas de plata. Fuente propia.

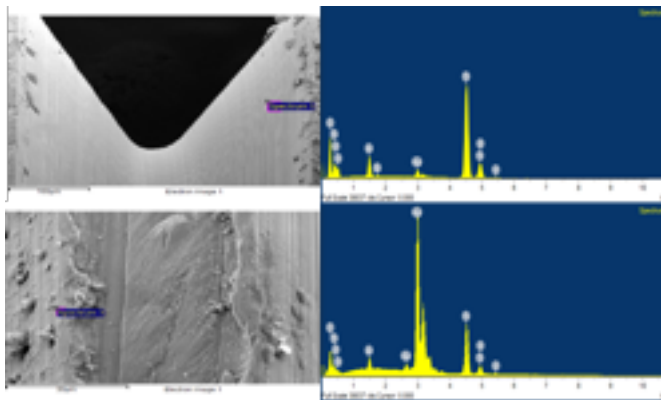


Figura 86. Análisis EDS de tornillos protéticos sometidos a recubrimiento experimental en plata. Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

4.3.2. Recubrimiento de nanopartículas de Cobre

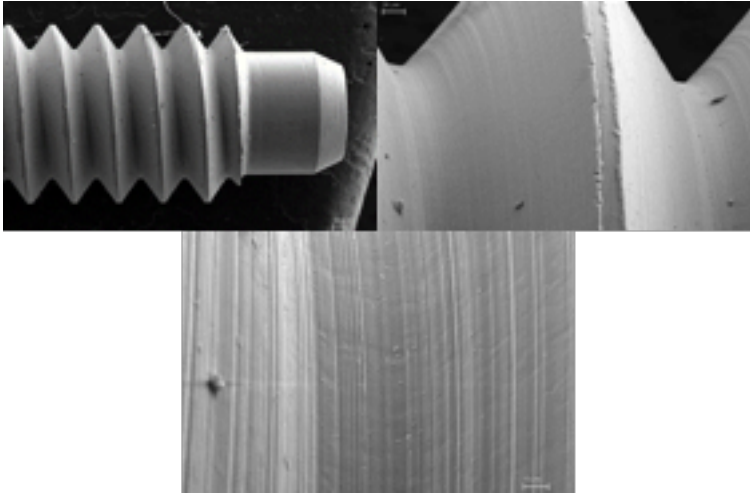


Figura 87. Análisis SEM tornillos recubiertos de manera experimental con cobre. Fuente propia.

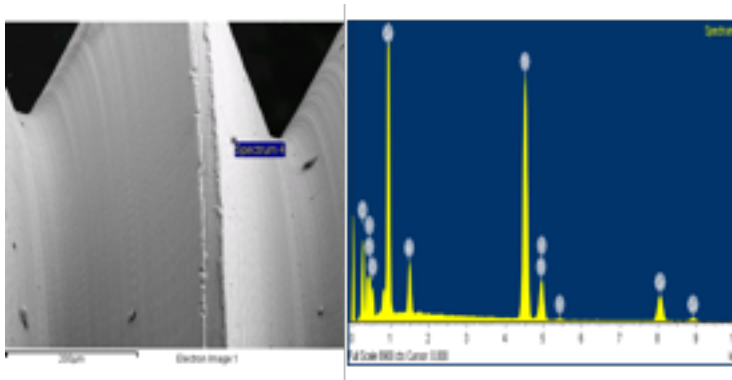


Figura 88. Análisis EDS tornillos recubierto experimentalmente con cobre. Fuente propia.

4.3.3. Recubrimiento con nanopartículas de plata y cobre.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

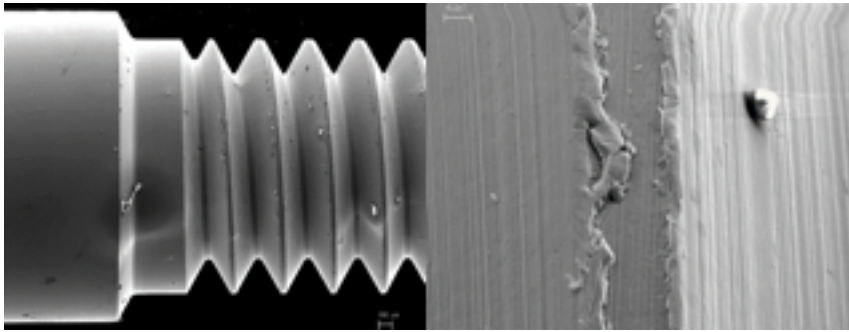


Figura 89. Análisis SEM tornillo protético recubierto experimentalmente con plata y cobre.

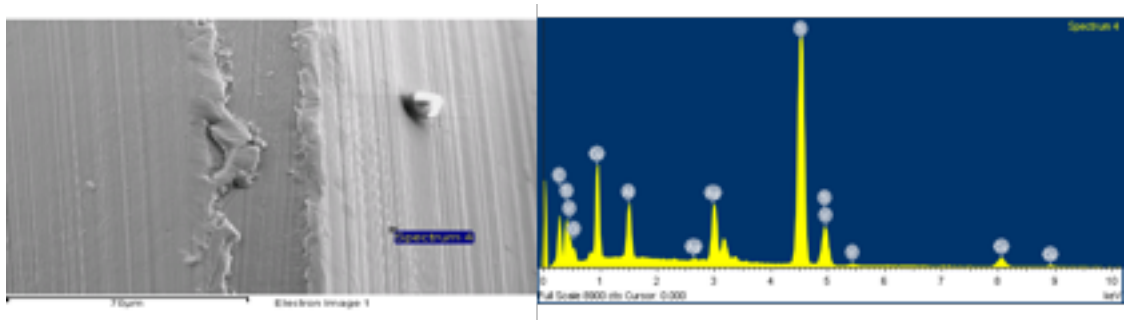


Figura 90. Análisis EDS de la superficie del tornillo recubierta experimentalmente con plata y cobre. Fuente propia.

4.4. Análisis SEM y EDS de tornillos protético sometidos a procesos de corrosión

4.4.1. Tornillos protéticos control tras corrosión.

Las muestras de titanio de los tornillos protéticos no recubiertos han mostrado una mayor producción de producto de corrosión y acidificación de su superficie, lo que facilita su embriamiento y evolución de microcracks.

En la imagen podemos apreciar el producto de corrosión originado en la superficie del tornillo protético previo a su limpieza ultrasónica y mediante acetona. En el microanálisis de su superficie podemos encontrar elementos propios del producto de corrosión que producen el debilitamiento del mismo.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

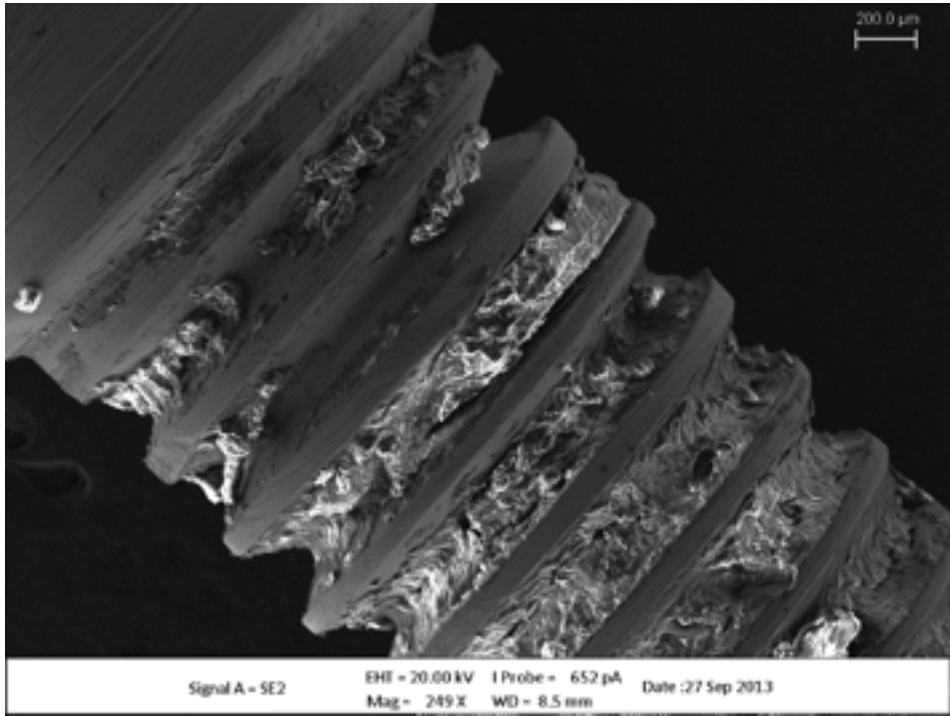


Figura 91. Análisis SEM de tornillo control tras ser sometido a un proceso de corrosión. Se hace patente el producto de corrosión en su superficie. Fuente propia.

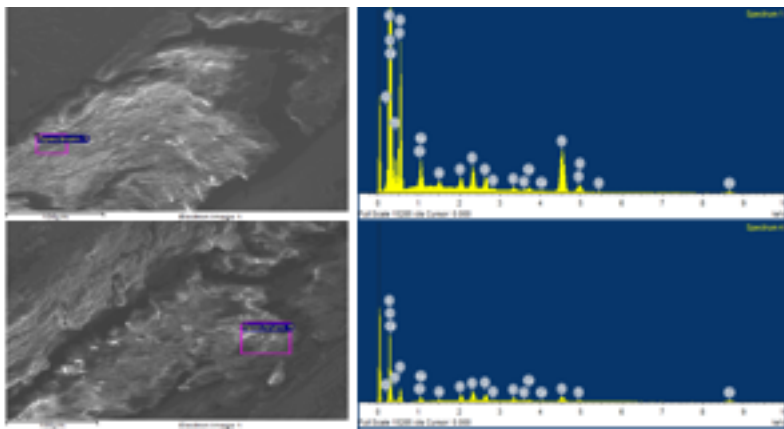


Figura 92. Análisis EDS del producto de corrosión de un tornillo control antes de someterlo a limpieza ultrasónica. Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Tras proceder a limpieza ultrasónica estos tornillos protéticos control es perceptible mediante SEM la aparición de microgrietas en la estructura del tornillo.

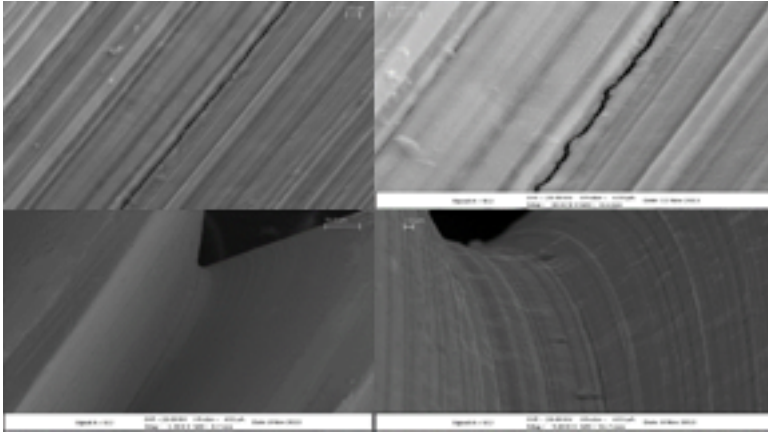


Figura 92. Análisis EDS del producto de corrosión de un tornillo control antes de someterlo a limpieza ultrasónica. Fuente propia.

Tras proceder a limpieza ultrasónica estos tornillos protéticos control es perceptible mediante SEM la aparición de microgrietas en la estructura del tornillo.

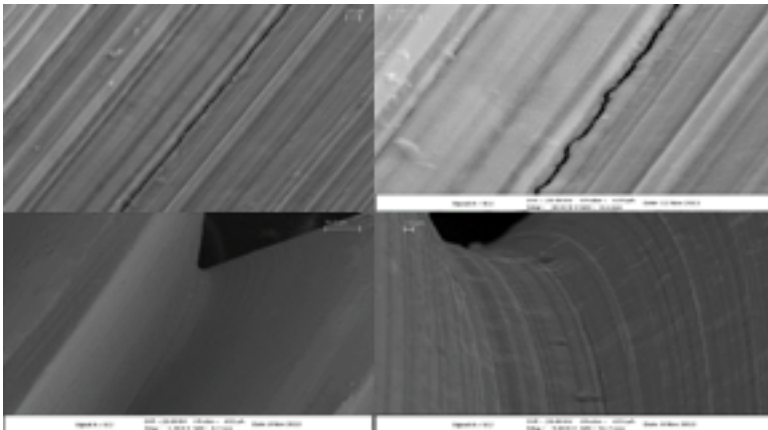


Figura 93. Análisis SEM de la superficie de los tornillos protéticos tras ser sometidos a corrosión y ser limpiados ultrasónicamente donde podemos apreciar sus grietas. Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

En la observación de la manufacturación de los tornillos protéticos se podía observar que los defectos de manufacturación más notables se localizaban en las crestas de los tornillos siendo los valles las áreas donde la manufacturación era más precisa.

Sin embargo al someter a corrosión a los tornillos protéticos son las zonas valle las que acumulan más producto de corrosión por tanto las que sufren más los fenómenos de alteración de la capa pasivada del titanio, mostrándose alteraciones que pueden comprometer la viabilidad especialmente a largo plazo de los tornillos que soportan nuestras restauraciones.

4.4.2. Análisis de tornillos protéticos recubiertos comercialmente tras someterlos a proceso de corrosión:

Los tornillos protéticos recubiertos comercialmente fueron sometidos de manera in vitro a un proceso de corrosión. Era importante observar como el recubrimiento podía afectar de diferente manera a la superficie de las muestras. Encontrado algunas diferencias significativas. En la imagen volvemos a observar como la superficie Goldtite muestra sus irregularidades y por tanto el acúmulo de producto de corrosión de una manera más patente. El microanálisis EDS muestra como las zonas no recubiertas de oro se llenan de producto de corrosión facilitando el embridamiento.

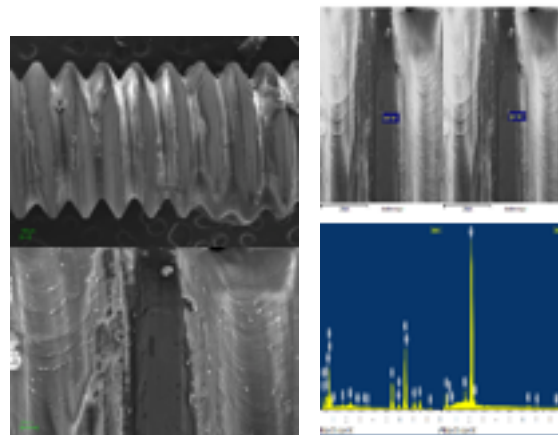


Figura 94. Análisis SEM de la superficie de los tornillos protéticos Goldtite tras ser sometidos a corrosión y ser limpiados ultrasónicamente donde podemos apreciar sus grietas y alteraciones.
Fuente propia.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Otros recubrimientos como el Wolframio o el anodizado resisten se comportan mejor en el proceso corrosivo no experimentando en las mismas condiciones ni el mismo tiempo los cambios que el goldtite experimentó en su superficie como denotan los micronálisis EDS.

El anodizado de la marca Astra sufrió en menos medida el ataque de la corrosión.

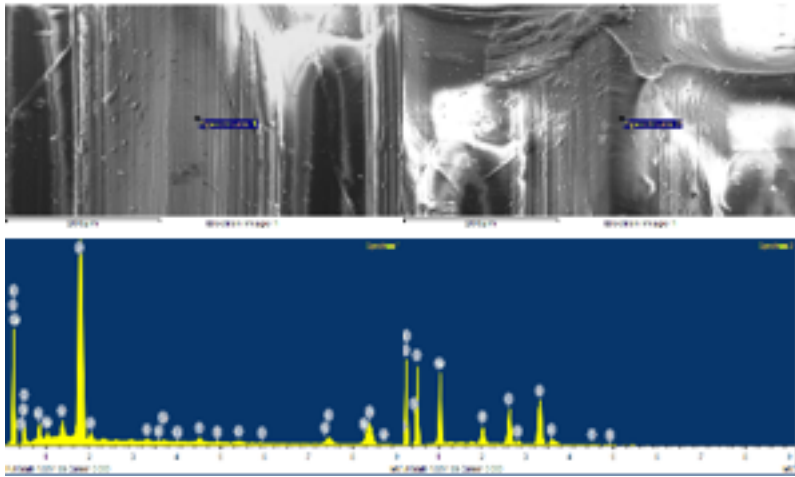
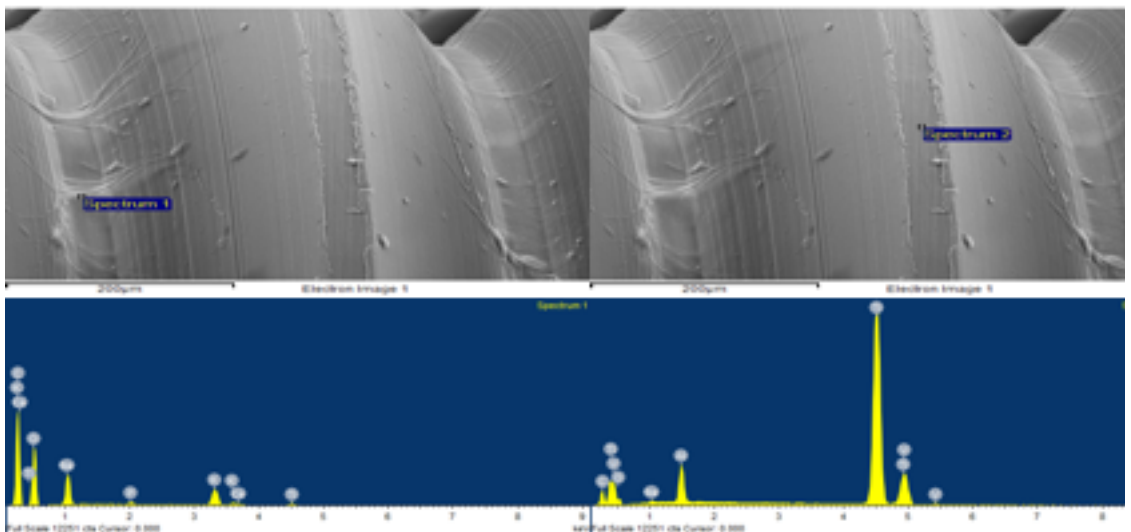


Figura 95. Análisis SEM de la superficie de los tornillos protéticos Astra tras ser sometidos a corrosión y ser limpiados ultrasónicamente donde podemos apreciar sus grietas.Fuente propia.



ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Figura 96. Análisis SEM de la superficie de los tornillos protéticos Astra tras ser sometidos a corrosión y ser limpiados ultrasónicamente donde podemos apreciar sus grietas. Fuente propia.

4.4.3. Análisis de tornillos protéticos recubiertos de manera experimental tras ser sometidos procesos de corrosión:

En el análisis superficial de los tornillos recubiertos experimentalmente mediante el uso de nanopartículas de cobre, plata y plata cobre no hemos encontrado tras retirar el producto de corrosión alteraciones en su superficie con patrones similares a los encontrados en el modelo control.

Usando el mismo grado de magnificación usado en modelos control y focalizando nuestra observación en los valles no hemos encontrado grietas de tamaño significativo.

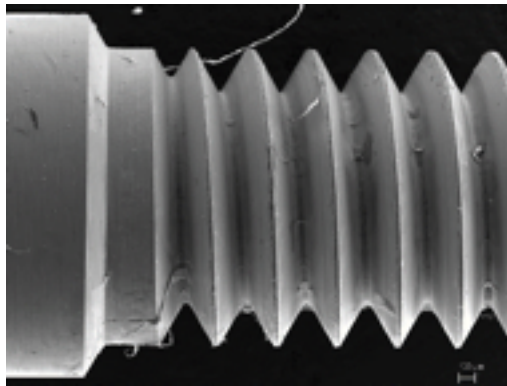


Figura 97. Análisis SEM tornillo recubierto experimental recubierto y sometido a corrosión. Plata 250x

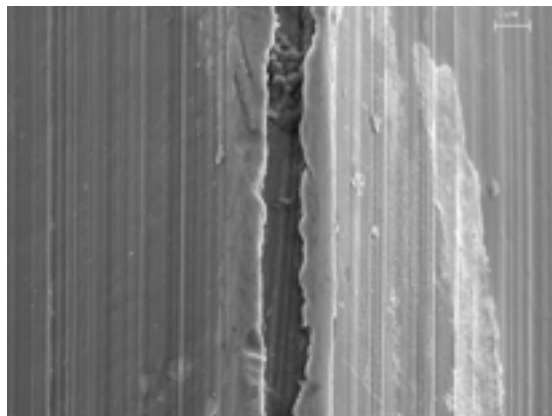


Figura 98. Análisis SEM tornillo recubierto experimental recubierto y sometido a corrosión Plata 5000x

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

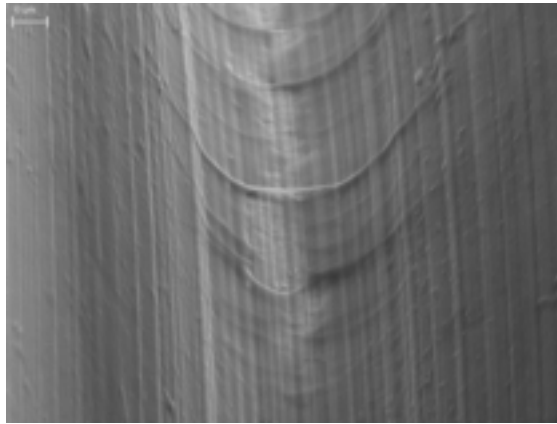


Figura 99. Análisis SEM tornillo recubierto experimental recubierto y sometido a corrosión Plata 5000x

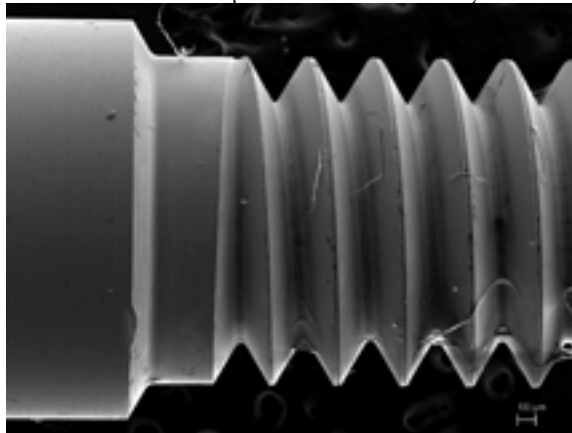


Figura 100. Análisis SEM tornillo recubierto experimental recubierto y sometido a corrosión. Plata Cobre 250X

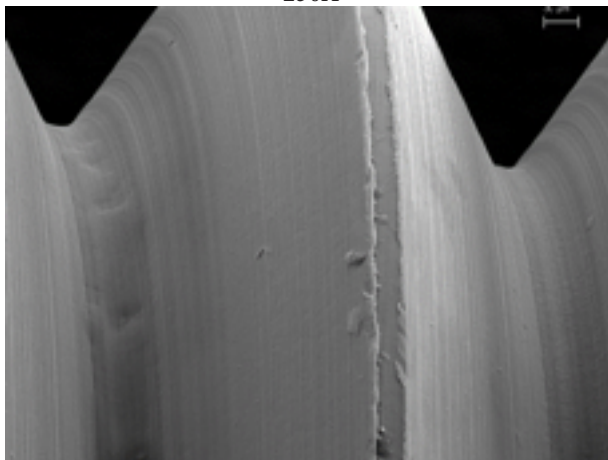


Figura 101. Análisis SEM tornillo recubierto experimental recubierto y sometido a corrosión Plata Cobre 5000x

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

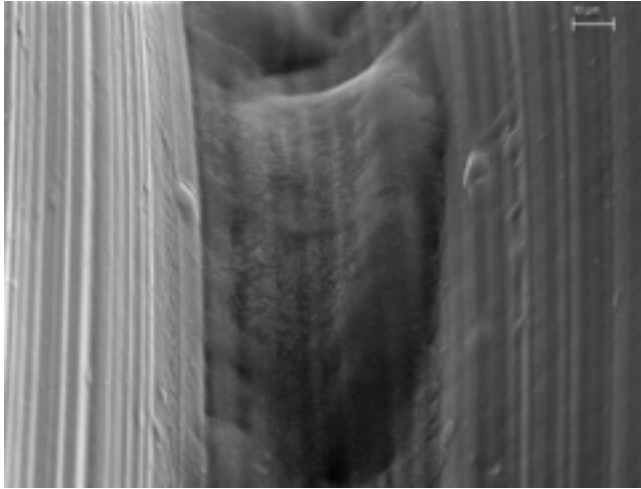


Figura 102. Análisis SEM tornillo recubierto experimental recubierto y sometido a corrosión Plata Cobre 5000x

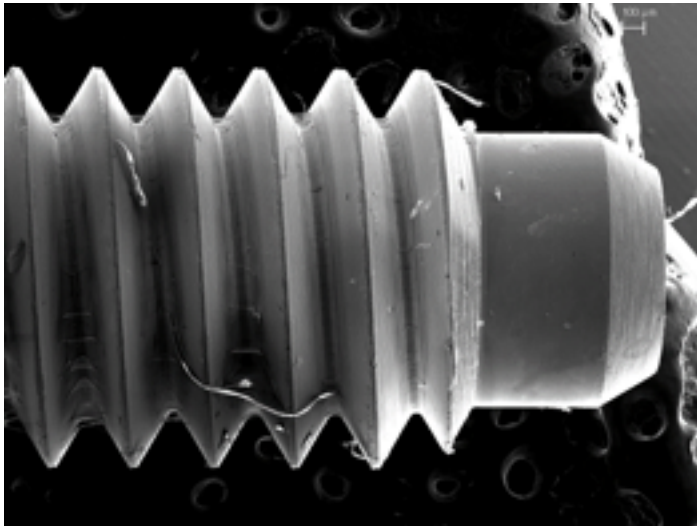


Figura 103. Análisis SEM tornillo recubierto experimental recubierto y sometido a corrosión Cobre 250x

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

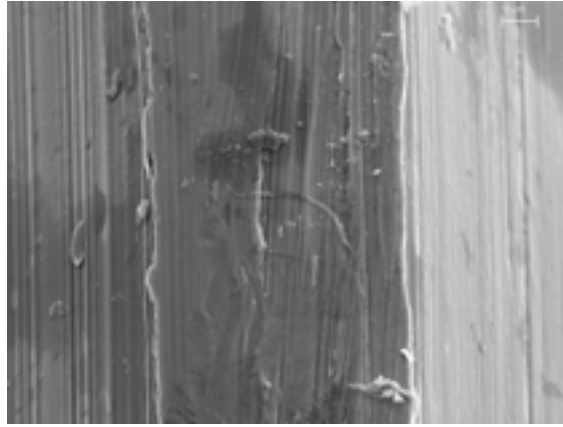


Figura 104. Análisis SEM tornillo recubierto experimental recubierto y sometido a corrosión Cobre 5000x

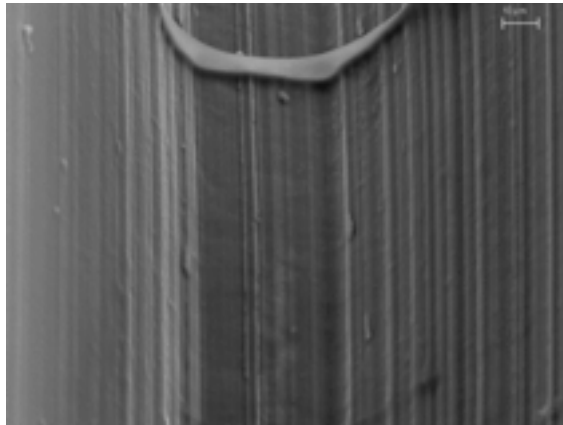


Figura 105. Análisis SEM tornillo recubierto experimental recubierto y sometido a corrosión Cobre 5000x

Tras la observación de los tornillos a través de SEM una vez sometidos al proceso de corrosión descrito, donde se trataron los tornillos control. Se ha observado una sensible disminución del producto de corrosión sobre los tornillos experimentalmente recubiertos. La propagación de los microcracks que como se observó en el análisis inicial de los tornillos control mediante SEM no se ha visto incrementada en los tornillos protéticos recubiertos experimentalmente. La disminución de volumen de producto de corrosión ha evitado en parte la acidificación de la superficie del titanio pristino, manteniendo inalterada la capa pasivada lo que contribuye al mantenimiento de la ultraestructura del titanio de la superficie de los tornillos recubiertos.

4.5. Ensayos de tracción

a) Tornillos protéticos comerciales sin somerterlos a corrosión.

Siguiendo con los objetivos propuestos, el siguiente paso es el análisis por tracción de las 3 distintas muestras de tornillo protético: Phibo Dental Solutions, Biomet 3i Goldtite y Nobel-Biocare. El propósito de esto es la comparación de las propiedades mecánicas de cada uno, ya que sus recubrimientos comerciales son diferentes, pudiendo afectar a sus propiedades.

Se reflejará en las siguientes imágenes los resultados a tracción de las 3 muestras:

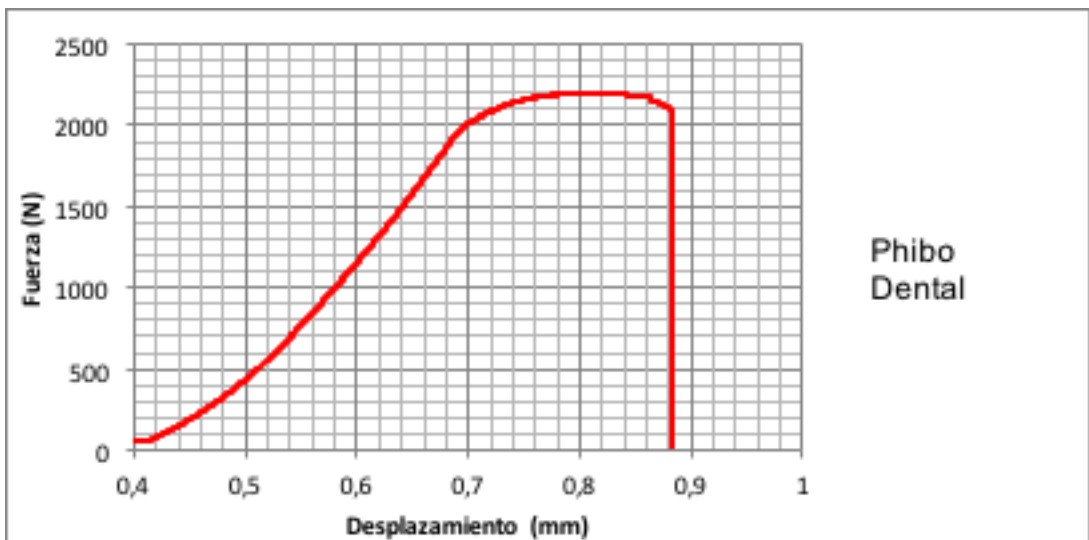
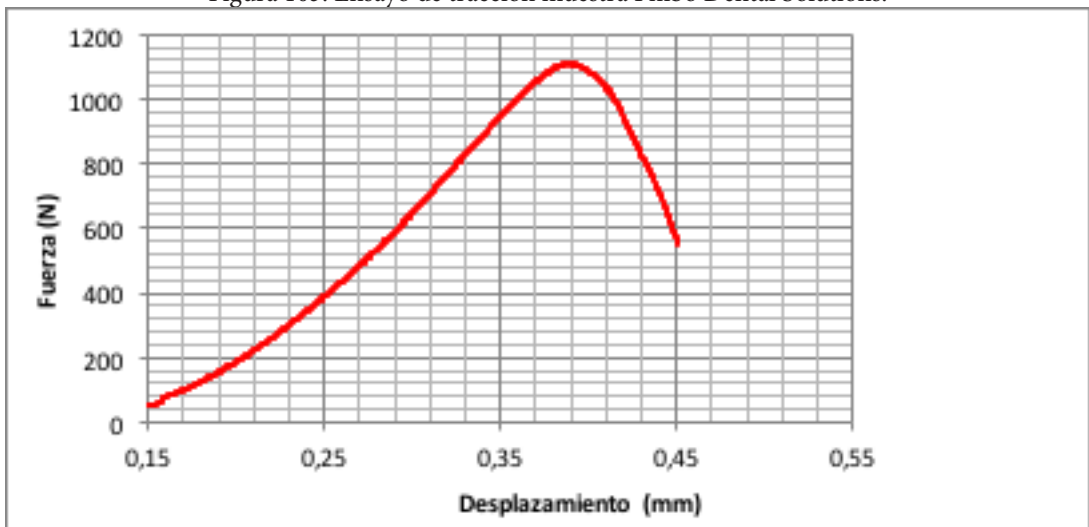


Figura 103. Ensayo de tracción muestra Phibo Dental Solutions.



ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Figura 104. Ensayo de tracción muestra Biomet 3i Goldtite.

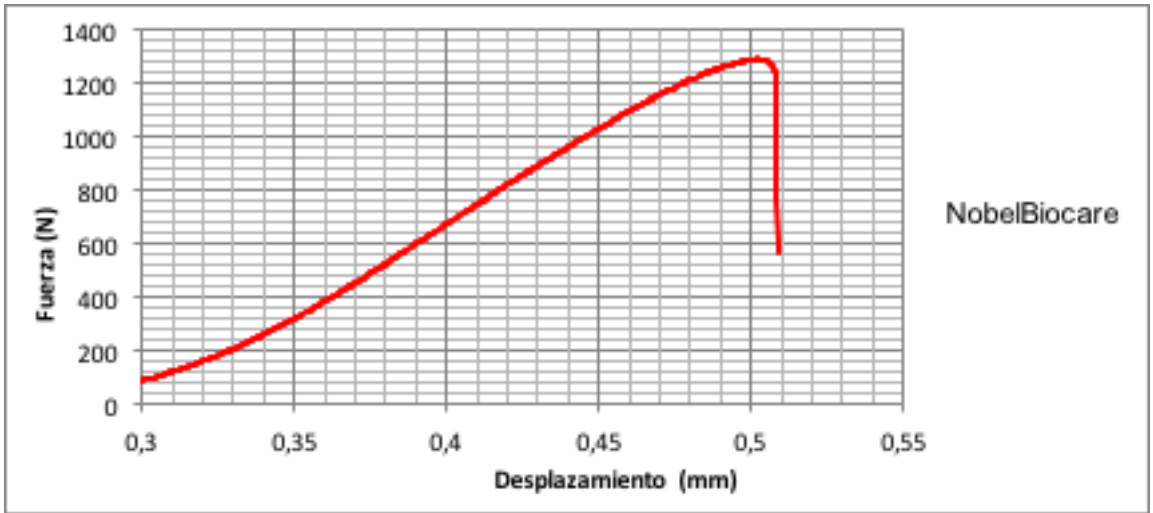


Figura 105. Ensayo tracción tornillo protético NobelBiocare.

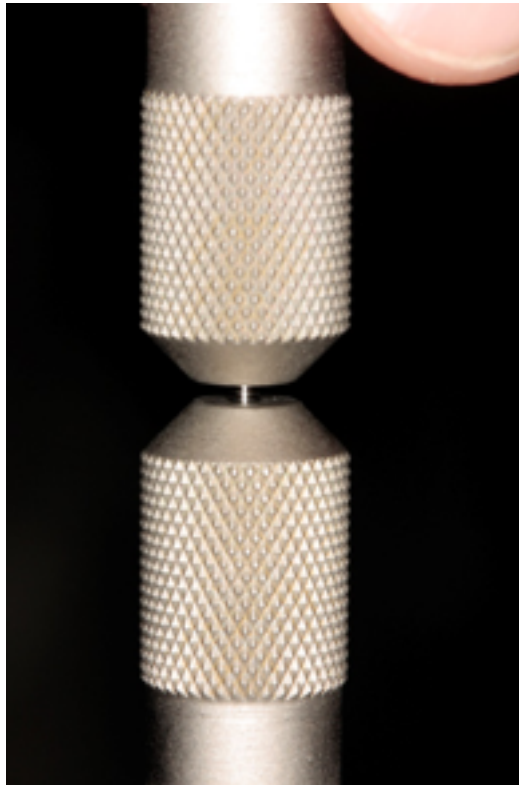


Figura 106. Útil específico para ensayar los tornillos

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

A continuación se muestran tabuladas las propiedades mecánicas más relevantes de cada muestra con fines comparativos (Tabla 2):

Nombre	Resistencia a la tracción (MPa)	Módulo elástico (GPa)	Elongación (%)
Phibo Dental	650	2,4	27%
Goldtite	330	1,5	16%
Nobel Biocare	820	4,7	17%

Tabla 2. Comparación de propiedades mecánicas entre tornillos protéticos de distintas casas comerciales.

Las propiedades de módulo elástico y elongación han sido recalculadas acorde al nuevo inicio del eje X. Los resultados indican que la casa NobelBiocare ofrece una muestra de tornillo protético en el que tanto la resistencia a la tracción como su módulo elástico son mayores. Esto es debido a las partículas de WC que presentan en su superficie, ya que le transmite dureza y resistencia a cargas cíclicas. En segundo lugar tenemos el tornillo Phibo Dental, con una resistencia a la tracción y un módulo elástico intermedios. El tornillo Biomet 3i Goldtite presenta el menor valor de resistencia a la tracción, junto con el menor módulo elástico.

A la vista de estas características, aunque el tornillo de la casa NobelBiocare presente mejores características, se escogerá el tornillo de la casa Phibo Dental como muestra experimental por poseer valores intermedios, además de ser el único no recubierto, ya que las otras dos muestras están recubiertas de Au y WC como se expuso en el apartado de materiales y métodos. Además, el producto comercialmente menos costo debido a su no recubrimiento.

Una vez escogida la casa comercial del tornillo protético objeto de ensayo, el siguiente paso para la continuación del estudio fue la del recubrimiento de los mismos mediante nanopartículas de Ag, Cu y Ag-Cu. Como se ha expuesto anteriormente, el objeto de este recubrimiento es la disminución del agravamiento que el contacto con la saliva o el medio biológico produce en la superficie del titanio, de manera especial en los defectos de mecanizado.

Una vez obtenidos los tornillos recubiertos mediante el método explicado en el apartado anterior, se sometieron a ensayos de tracción para estudiar alguna posible variación en sus propiedades mecánicas. Los resultados de los ensayos de tracción se muestran a continuación (Figuras 9, 10, 11 y 12; Tabla 1), donde se reflejan los de un tornillo Phibo Dental sin recubrir, uno recubierto con nanopartículas de Ag, otro con nanopartículas de Cu y otro con Ag-Cu.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

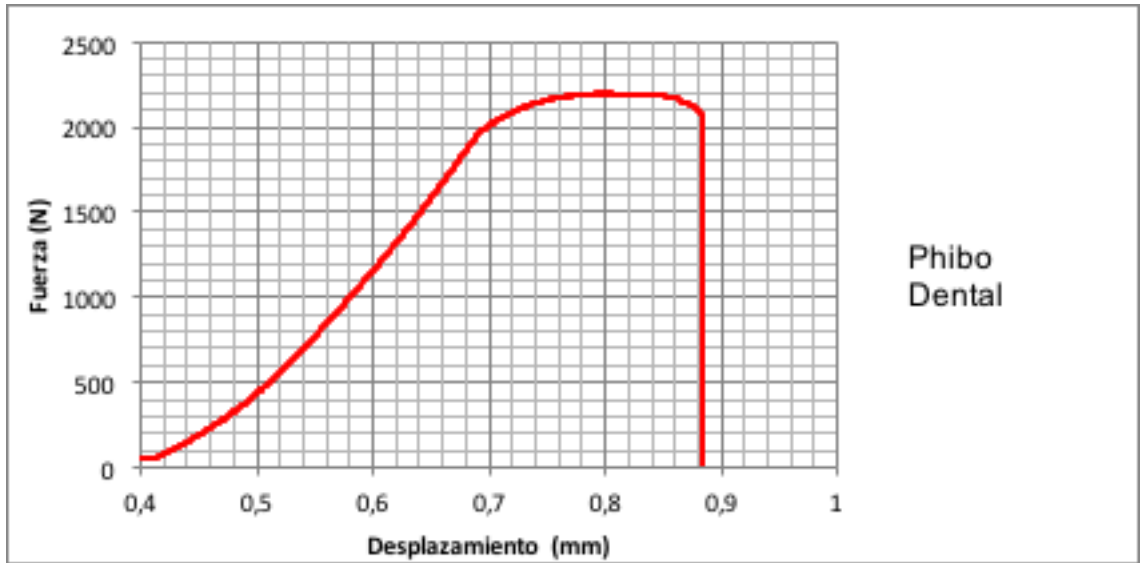


Figura 107. Ensayo tracción tornillo Phibo Dental

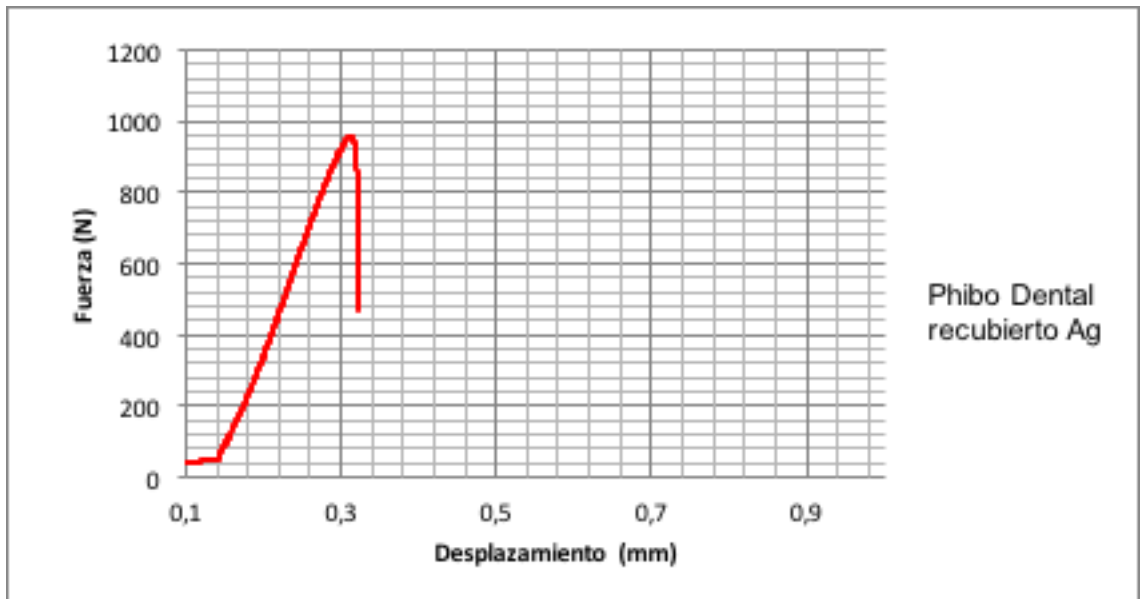


Figura 108. Ensayo tracción tornillo Phibo Dental recubierto con nanopartículas de Ag

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

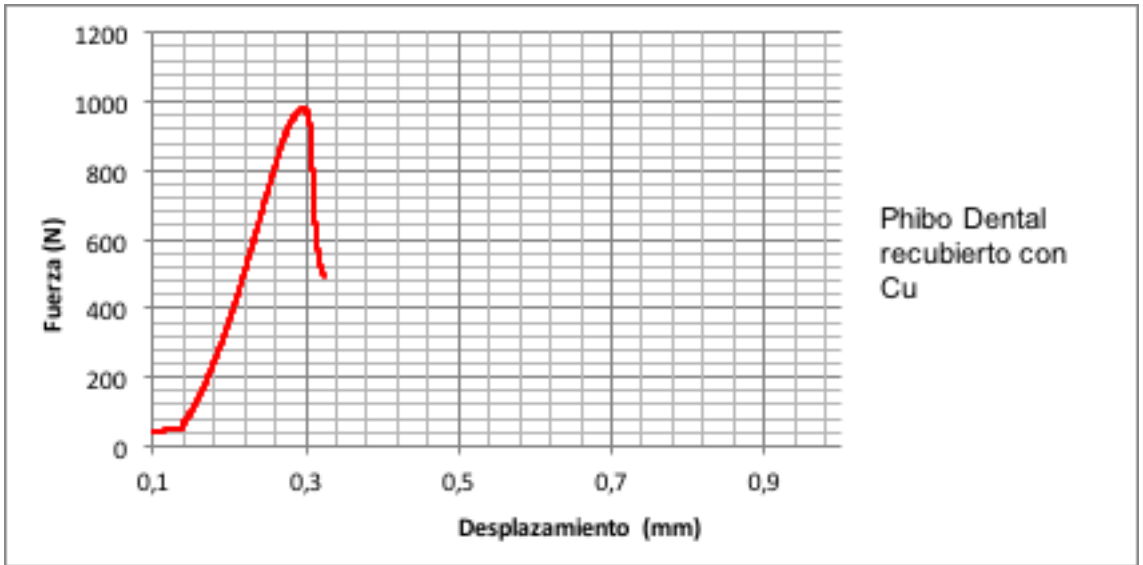


Figura 109. Ensayo tracción tornillo Phibo Dental recubierto con nanopartículas de Cu

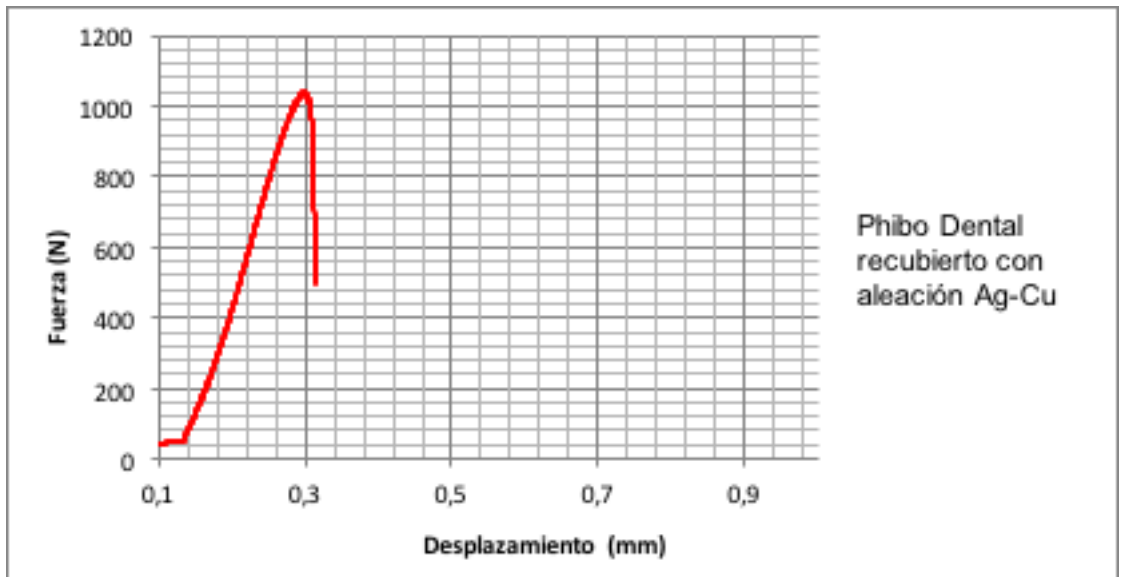


Figura 110. Ensayo de tracción tornillo Phibo Dental recubierto con nanopartículas de aleación Ag-Cu

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Como se puede apreciar visualmente a priori, el uso de nanopartículas sobre la superficie del tornillo protético Phibo Dental, propicia un empeoramiento en sus propiedades mecánicas, al utilizar menor fuerza para llevarlo a fractura. Además, el módulo elástico de la muestra parece que aumenta, lo que lleva a una menor elongación o desplazamiento del tornillo.

Se exponen seguidamente tabuladas las propiedades mecánicas más características de las 4 muestras (Tabla 1):

Nombre	Resistencia a la tracción (MPa)	Módulo elástico (GPa)	Elongación (%)
Phibo Dental	650	2,4	27%
Phibo Dental (Ag)	630	4	18%
Phibo Dental (Cu)	630	5,3	17%
Phibo Dental (Ag-Cu)	670	5,5	17%

Tabla 3. Propiedades mecánicas destacadas de los tornillos Phibo Dental recubiertos

Como se había intuido, se aprecia un aumento considerable del módulo elástico de más del 50% con respecto el tornillo Phibo Dental original, siendo en los recubrimientos donde aparece el Cu donde más se acentúa. Al igual ocurre con la elongación, que es de en torno a un 10 % menor. En cambio, la resistencia a la tracción permanece más o menos constante con la presencia de nanopartículas, siendo la máxima resistencia de 670 MPa correspondiente a las muestras recubiertas de nanopartículas de Ag-Cu.

Un aumento de resistencia a la tracción nos indica de algún modo que el material soportará mejor las fuerzas y presiones dadas en el interior de cavidad oral, según el resultado de los ensayos. Un considerable aumento del módulo elástico indica también que el material es más rígido, debido al uso de dichas nanopartículas en la superficie, que otorgan rigidez a la estructura. Las investigaciones han tratado de conseguir que el módulo elástico del implante en su conjunto se equipare lo más posible al del hueso donde va a ir unido el implante (~11 GPa) (Ratner, 2013). Pero aquí tratamos tornillos protéticos solamente.

b) Tornillos protéticos sometidos al fenómenos corrosivo.

Estudiamos las propiedades mecánicas una vez sometidos a corrosión los tornillos protéticos, tanto los recubiertos como el no recubierto, ya que es el objetivo principal de este trabajo. Con estos datos se apreciará el posible efecto que pueda aportar la deposición de nanopartículas sobre la superficie de Ti.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Tras someter a corrosión las muestras tal y como se describe en el apartado de Materiales y métodos, fueron llevadas de nuevo a la máquina universal de ensayos Shimadzu para su estudio. Los resultados se exponen a continuación:

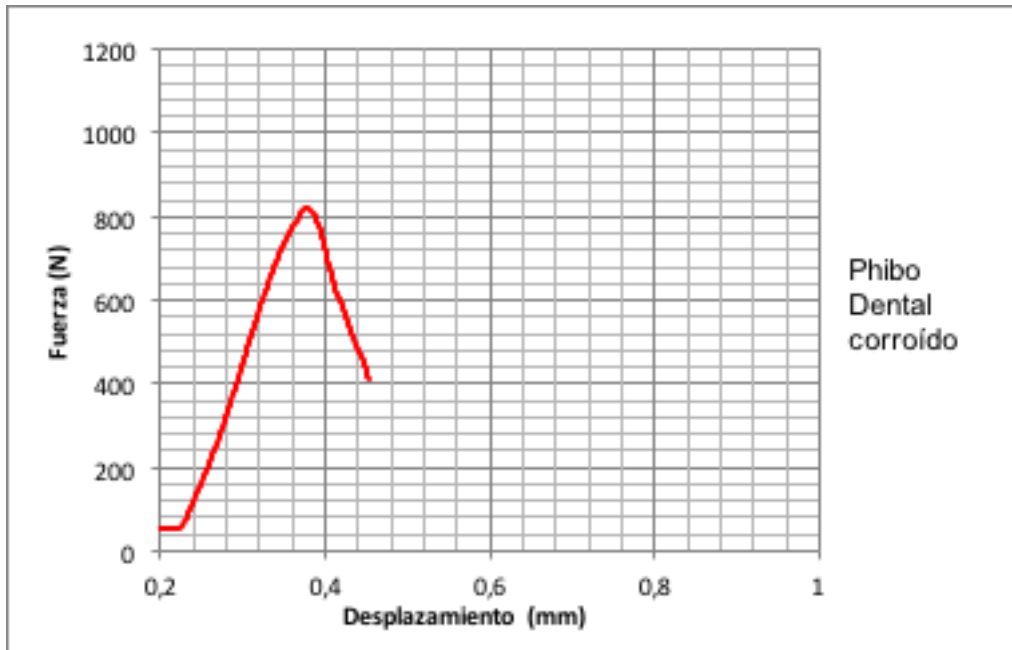
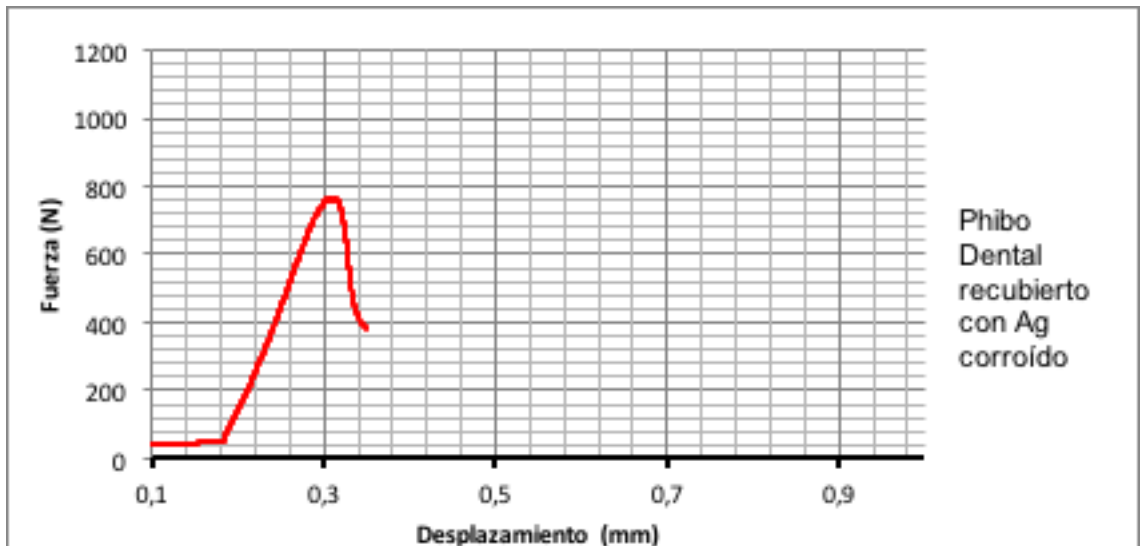


Figura 111. Ensayo tracción tornillo Phibo Dental corroído



ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Figura 112. Ensayo de tracción tornillo Phibo Dental recubierto de Ag corroído

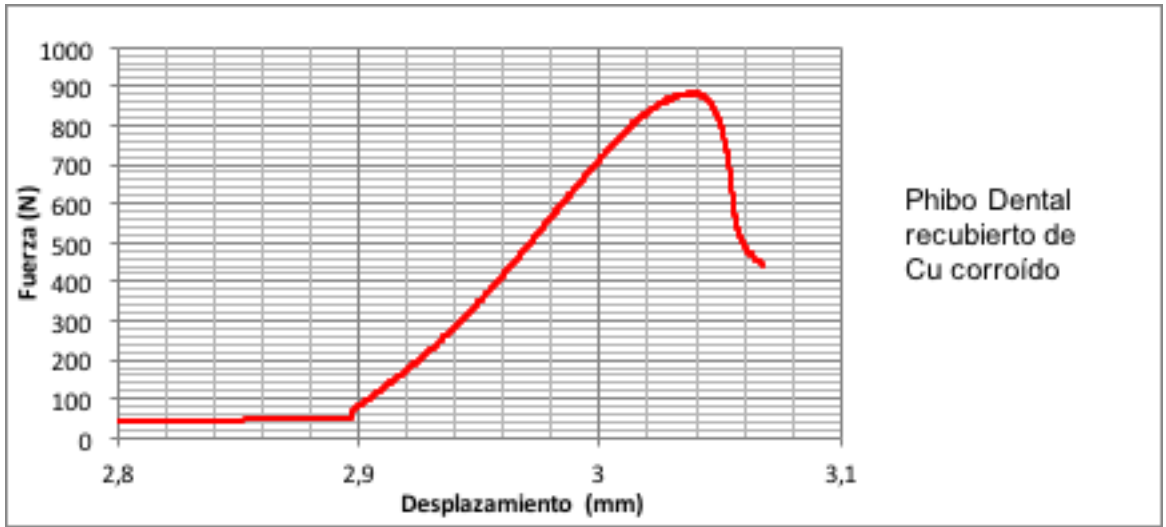


Figura 113. Ensayo de tracción de tornillo protético corroído Phibo Dental recubierto con Cu

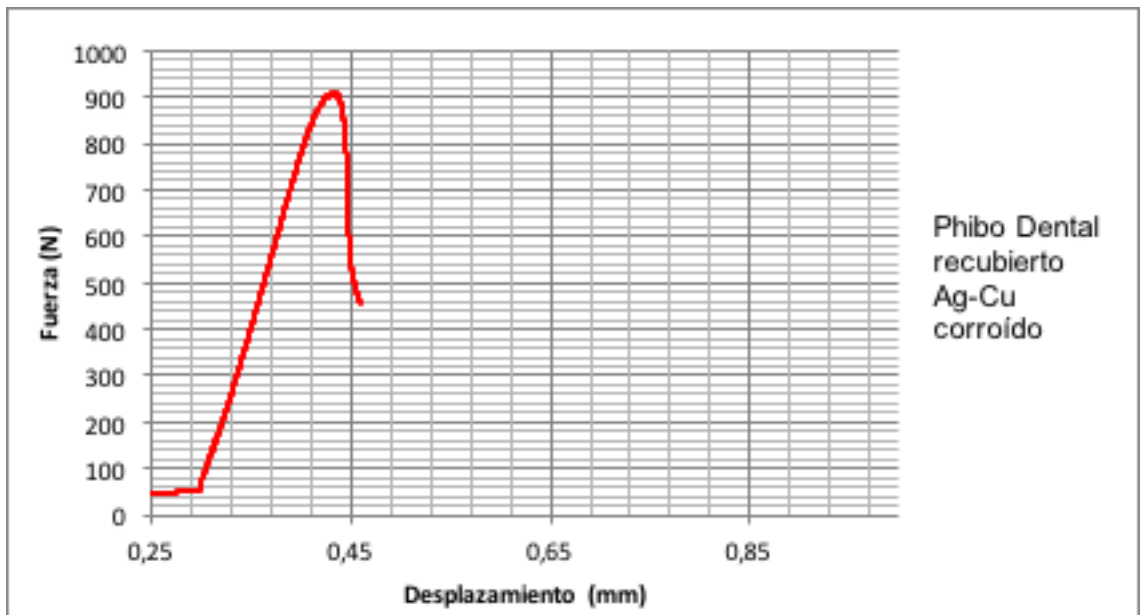


Figura 114. Ensayo de tracción de tornillo protético corroído Phibo Dental recubierto con aleación Ag-Cu

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Al igual que en el caso anterior, a continuación se mostrará una tabla de las propiedades mecánicas (Tabla 4):

Nombre	Resistencia a la tracción (MPa)	Módulo elástico (GPa)	Elongación (%)
Phibo Dental corr.	245	1,9	12%
Phibo Dental (Ag) corr.	480	3,8	17%
Phibo Dental (Cu) corr.	554	1,1	21%
Phibo Dental (Ag-Cu) corr.	571	4,9	16%

Tabla 4. Propiedades mecánicas destacadas de los tornillos no recubiertos y recubiertos

En comparación con la Tabla 2, se aprecia una diferencia más que notable en la propiedad mecánica de la resistencia a tracción por parte del tornillo sin recubrimiento, donde disminuye su capacidad más de un 50% tras haber sido sometido a corrosión. En el caso de los tornillos recubiertos con nanopartículas se observa una disminución de alrededor de 100 MPa (15%).

Respecto al módulo elástico se produce una disminución en todos los casos de poca magnitud, excepto en el caso del tornillo Phibo Dental recubierto de Cu, donde el descenso del módulo elástico alcanza un 80%.

En la elongación de las muestras no se aprecia variación notable, a diferencia de la muestra sin recubrimiento, la cual disminuye un 15%, dado que al haber aparecido grietas superficiales en el tornillo debido al proceso corrosivo, ésta disminuye dando así una rotura más temprana de la muestra.

Respecto a los tornillos recubiertos, el que más aguanta el tornillo recubierto de nanopartículas Ag-Cu, ya que mantiene por encima de las otras muestras en ambos ensayos la resistencia en la tracción y la rigidez. Es por ello que, en vista de los resultados tanto en piezas corroídas y sin corroer, las nanopartículas de Cu podrían mejorar las propiedades mecánicas de la pieza sobre la que se depositen, como descubrió Sherief utilizándolas sobre fibras de lino (Sherief, 2016). Además, también concluyó en que se producía una mejora en respuesta antibacteriana de dicha fibra.

Recapitulando, en vista a los resultados parece que el uso de nanopartículas metálicas antibacterianas ayuda en cierto modo a mejorar las propiedades mecánicas de los tornillos una vez que han sido sometidos a corrosión.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Esto puede llevar a pensar que este tipo de muestras pueden ser más resistentes en la boca de los pacientes, ya que soportarían mejor las condiciones de fatiga y corrosión producidas por el propio ser humano, lo que llevaría a un mayor tiempo de vida del tornillo protéticos del implante.

Aun así, se requiere de más ensayos para aumentar la reproducibilidad del estudio, así como el uso de más tipos de nanopartículas para estudiar cuál es la idónea para su uso, tanto por biocompatibilidad, como por capacidad inhibidora de la corrosión, como que se adapte bien a la superficie del tornillo, etc. Sería conveniente pues, realizar estudios de fatiga en tornillos recubiertos de este material aplicando la norma ISO 14801.

Una vez que se hayan estudiado diversas combinaciones y obteniendo resultados idóneos, se tendría que estudiar las opciones industriales y de mercado, ya que el uso de nanopartículas aumentaría el precio del implante en su conjunto.

Y es que, como ya se ha explicado a rasgos generales, para evitar la pérdida del tornillo protético, la superficie ideal debería de poseer los siguientes requerimientos: menor coeficiente de fricción, resistencia al ambiente, mayor resistencia a la corrosión y una excelente biocompatibilidad (Wang, 2014).

La línea de investigación que se está siguiendo actualmente, al igual que en este tiempo atrás, es la utilización de recubrimientos en los tornillos para intentar paliar estos inconvenientes. El uso de recubrimientos de TiN y WC sigue primando para disminuir el foco de tensiones, aunque ahora diversos estudios revelan que el diamante obtenido por deposición por vapor (Chemical Vapor deposition) es tan biocompatible como el Ti y el acero inoxidable. Es por ello que los recientes estudios apuntan a recubrimientos con diamante micro y nanocristalino, obtenido por esta vía. Este estudio es interesante porque el diamante a temperatura ambiente presenta extrema dureza, fuerza, resistencia a la corrosión y coeficientes bajos de fricción, que es justo lo que satisface todos los requerimientos de la superficie de los tornillos (Wang, 2014).

Por ello también se está pensando en el uso de otros materiales distintos al Ti, como es el caso del Mg, que compartan propiedades tales como la osteointegración en el caso de usarse en la superficies de implantes y biocompatibilidad. El magnesio es un elemento esencial para el metabolismo y la nutrición, además de ser el metal más liviano y jugar un papel importante como sistema estructural en transporte y en industrias alimenticias. Dada su capacidad biodegradativa, biocompatibilidad, resistencia a tracción y su alta visualización en radiografías, lo hace un candidato idóneo para su futuro estudio (Schaller 2016).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

En otras investigaciones, se ha llevado a cabo la mezcla de nanopartículas de Cu en grafeno, evitando la dispersión de éste, y además se mejoran la conductividad eléctrica, térmica y las propiedades mecánicas. Afecta positivamente al aumento de la resistencia a tracción, dureza y módulo elástico. Este producto se vende comercialmente (<http://www.us-nano.com/inc/sdetail/31549>) y puede ser estudiado como posible recubrimiento de prótesis, ya que el Cu, como se ha visto en este trabajo, es un metal biocompatible.

4.6. El fenómeno de la corrosión y sus consecuencias

La alteración del titanio en contacto con el cuerpo humano es un fenómeno bien conocido ya que como en los estudios de Sungren y McQueen observaban la formación de una capa de óxido que inducía la aposición de minerales durante la implantación (Sundgren, 1986, McQueen, 1982). Este crecimiento se producía cada vez que a través de la absorción de proteínas presentes en el óxido, indicaban que los iones pasaran a través de la absorción de proteínas. Así lo demuestra Liedberg que usando espectrometría de reflexión-absorción de infrarrojos (FTIR-RAS) muestra como los iones fosfatos son absorbidos por la superficie de titanio después que las proteínas hayan sido absorbidas (Liedberg et al 1984).

En el caso de la saliva nuestro modelo ha seguido el modelo clásico de Havana con la inmersión de los distintos especímenes en saliva artificial (pH. 5,2) para observar los cambios estructurales según las características de la superficie del nuestro tornillos protéticos. En todos pudimos observar la aparición de elementos como P, Ca y S que en las pruebas “In vitro” son productos de la corrosión originada en la capa pasivada por los elementos de la saliva artificial, mientras que en los tornillos recuperados de boca, según Sundgren puede proceder del fluido extracelular. Estos cambios en la composición de superficie pasivada se incrementan debido a factores propios del sustrato del titanio como son defectos en la densidad, orientación y estructura cristalina, defectos de superficie e impurezas que según autores como Stting condicionan sus características en el entorno biológico (Stting et al 1999).

Las interacciones entre la superficie sólida y los sistemas biológicos se han estudiado mediante la combinación de métodos electroquímicos y con análisis de superficie que nos permitan observar las características del área pasivada. Todos los autores que han usado técnica de rayos X confirman que en la aleación más usada en nuestros tornillos protéticos Ti-6Al-4V la capa oxidada principalmente está compuesta de Ti O₂ que contienen una pequeña parte de subóxidos de TIO y Ti₂O₃ en la interfase metal-óxido. La presencia de Vanadio se ha venido asociando a la resistencia a la corrosión, la generación de cationes y su difusión a través de la capa oxidada acelera la concentración de iones Cloro afectando a las propiedades de la capa pasivada, contribuyendo a su disolución (Metikos-Hukovic et al 2003).

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

El equilibrio y mantenimiento de la formación del film sobre nuestros elementos protéticos de titanio irá en función de la actividad de los componentes de la capa que lo componen. El producto de solubilidad de la capa iónica vendrá en función del potencial del electrodo en cada momento. Heuler et al en 1995 en sus estudios sobre la cinética de la disolución y formación de la capa de óxido encontró que la capa de óxido formada por Fe, Ti y Al indican absorción específica de aniones y pasivación de la capa oxidada. La presencia en los fluidos orales de iones Cloro induce la alteración de la capa pasivada, la disolución no uniforme de la superficie. Esta situación haciéndola extensiva a nuestras restauraciones protésicas además de causas reacciones adversas da como resultado un fallo mecánico y la pérdida de la función restauradora.

Uno de los problemas en estudio de estas situaciones de afectación de nuestros metales por el proceso corrosivo es la dificultad de reproducir un ambiente electroquímico similar al presente en boca. Esta constituye una de las claves en la investigación, estudios como el de Marino analiza la estabilidad de la capa anódica de la superficie de los implantes dentales simulando condiciones ambientales de temperatura, fisiológicas y electrolíticas (Marino et al 2011). El uso de un voltaje de 6V para el Ti-Al6-4V, 8V para el Titanio comercialmente puro y el 1.5 V para el Titanio grado II aporta a su investigación un valor añadido que en nuestra investigación también hemos querido reflejar. Ya que de este modo puede ser evaluado el comportamiento de la capa de superficie del óxido por una anodización termal y analizarla microestructuralmente.

Se pudo demostrar al igual que en nuestra investigación que al aumentar el potencial, la corriente produjo un espesamiento de la capa de superficie anódica. El titanio grado II se muestra como un material no ideal para su uso en medio oral, comparado con el titanio c.p. ya que la variabilidad de sus espacios intersticiales debido a sus impurezas hace decrecer su resistencia a la corrosión. La presencia de trazas de Fe modifica sustancialmente las propiedades de la superficie del titanio. Afirma que en parte los cambios de la superficie de la capa pasivada pueden mejorarse con el uso de recubrimientos aumentando así la durabilidad de las características del Titanio.

4.6.1. Colonización del tornillo protético a través del micro gap implante-abutment

Desde la publicación de los primeros artículos en la década de los 80 sobre la existencia de un gap entre los implantes y los aditamentos protésicos los autores han materializado estudios sobre la influencia de ese microgap en fenómenos de pérdida ósea marginal alrededor de los implantes, existencia de filtración bacteriana en la conexión protética y su relación con la osteointegración

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Passos en una revisión sistemática en microfiltración bacteriana afirma que la laguna entre implante y pilar o conector es un fenómeno inevitable (Passos 2013), si bien existen mecanismos y avances en diseño que minimizan este inconveniente de nuestras restauraciones. La posición supracrestal de los implantes (Piattelli, 2003), la adaptación del torque correcto entre nuestro tornillo protético (Gross, 1999), el uso de silicona para sellar la interfase (Jasen, 1997) y especialmente el diseño de las conexiones protéticas (Koutouzis,) ha sido los recursos empleados para minimizar la complicación que supone la microfiltración bacteriana.

La contaminación bacteriana provoca una acidificación del entorno biológico lo que afecta negativamente al mantenimiento del titanio tanto en la superficie interna de los implantes como en su superficie externa tal como demuestra Jasen y Covani en sus estudios in vivo e in vitro. El inadecuado asentamiento entre el implante y el pilar protético puede ser considerado un factor de riesgo en la deficiente adaptación de nuestras restauraciones, provocando alteraciones clínicas y microbiológicas a nivel de los tejidos perimplantarios. De este modo la aparición de micromovimientos en el pilar protético hace aumentar los riesgos biomecánicos con la transmisión de fuerzas indeseables propiciando el deterioro progresivo del tornillo protético que puede dar como resultado la pérdida de dicho tornillo protésico o la fractura del cuerpo del implante.

Los resultados de la microscopía de nuestras muestras de tornillos protéticos avalan esta teoría de la fractura por fatiga y especialmente fatiga propiciada por la corrosión producida debido a la microfiltración bacteriana como a los propios elementos presentes en la saliva. El aumento de iones Cl, P, S, así como grupos hidroxilos son muestras del proceso corrosivo. Es la tribocorrosión definida como el resultado de las interacciones debido a la carga mecánica, las reacciones electroquímicas y la exposición a entornos biológicos, condicionando la vida a largo plazo de dispositivos y tejidos circundantes. (Landolt 2006).

4.6.2. La microfiltración externa hacia el pilar y tornillo protético

El gap presente entre el pilar e implante se encuentra en mayor o menor presencia en todos los estudios publicados al respecto. La significación clínica ha sido históricamente ignorada hasta los últimos años donde las diferentes marcas comerciales han aportado nuevos estudios como los de Canullo y Gil (Canullo, 2012. Gil, 2015) El hecho que los clínicos no hayan aplicado los torques indicados por las casas comerciales ha podido significar una alteración del microespacio previsto por el propio diseño y un aumento de problemas relacionados con la microfiltración tanto a nivel clínico-protésico como a nivel microbiológico.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

De acuerdo con Weiss la sucesiva conexión y desconexión de los pilares durante el propio proceso de confección de la prótesis y posteriores, podría alterar la superficie de las tornillos protésicos, caso no vayan a ser posteriormente sustituidos, y especialmente de las roscas internas de los implantes provocando una incapacidad de mantener el torque recomendado de las restauraciones, favoreciendo una pérdida progresiva de anclaje y la aparición de aumento en el microgap (Weiss, 2000). En este mismo sentido Goheen insiste en que el apretamiento de los tornillos protéticos ya estén éstos provistos de recubrimientos ha de hacerse de forma mecánica y no manual. Afirma en su estudio que el torque manual fue hasta tres veces menor que el torque mecanizado (Goheen, 1994), lo que produce alteraciones en dos direcciones tanto en filtración bacteriana como en alteración perimplantaria, sin referirse en concreto a fracturas o alteraciones de los tornillos protéticos.

En este sentido el estudio del torque y la variación que según recubrimientos ha experimentado el torque es muy importante para el control del mismo a largo plazo. Groos en un estudio de evaluación de torque realizado en seco, pudo comprobar como para las marcas de implantes estudiadas, la acción masticatoria provocaba un aflojamiento progresivo de las restauraciones en boca, por lo que aumentaba la generación de microlagunas que daban como resultado perimplantitis y mal olor en los pacientes rehabilitados. Groos observó que al apretar las restauraciones disminuía significativamente las microfiltración, aconsejando llevar a cabo este procedimiento en las revisiones a nuestros pacientes (Groos, 1999). Apunta en este sentido Elias tras analizar la influencia de los recubrimientos en el torque de apertura y cierre de tornillos protéticos con cuatro materiales diferentes como son TiC, TiCN, Teflon y Parylene (Elias, 2006). En una primera fase sometió a los tornillos a un torque de apertura y cierre de 20, 30, 32,35 y 40 Nw, después evaluó la resistencia a la apertura y por último apretó los tornillos sin recubrimiento y recubiertos de teflón a 32 Nw y los sometió a carga cíclica. Sus conclusiones fueron que el uso los recubrimientos experimentales decrecía el coeficiente de fricción e incrementaba la precarga para obtener el torque de apretamiento. Sin embargo al bajar el torque de apertura podría significar un peor soporte de la carga cíclica masticatoria que provocaría aflojamientos e inestabilidad del tornillo protético. El estudio no habla de la modificación ni el grosor del recubrimiento, algo importante para poder extrapolarlo a esta investigación donde los cambios de la superficie del implante recubierto sólo pueden ser apreciados a 5000 aumentos, no modificando la apariencia ni estructura exterior macroscópicamente de los tornillos control.

El estudio del comportamiento biomecánico de los tornillos protéticos que soportan las restauraciones es clave para diseñar estrategias para disminuir las complicaciones derivadas de su pérdida. El autor coreano So-Min Im realizó una revisión sistemática de los artículos publicados sobre el comportamiento biomecánico de los tornillos protéticos donde destaca

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

que los artículos estudiados 11 en total, señalaban que el uso adecuado de carracas que aplicaran el torque adecuado, los recubrimientos que disminuyeran las fuerzas de fricción, y el diseño de la rosca eran los elementos que habían proporcionado un mejor comportamiento en boca de los tornillos. Dividiendo los tipos de fallo por fatiga de los tornillos protéticos estudiados en “fallos adhesivos”, deformación plástica y fractura (So-Min Im et al 2010). A través de modelos de diferentes casas comerciales describe la relación entre roscas internas y externas pero en ningún caso hace referencia a la tribocorrosión.

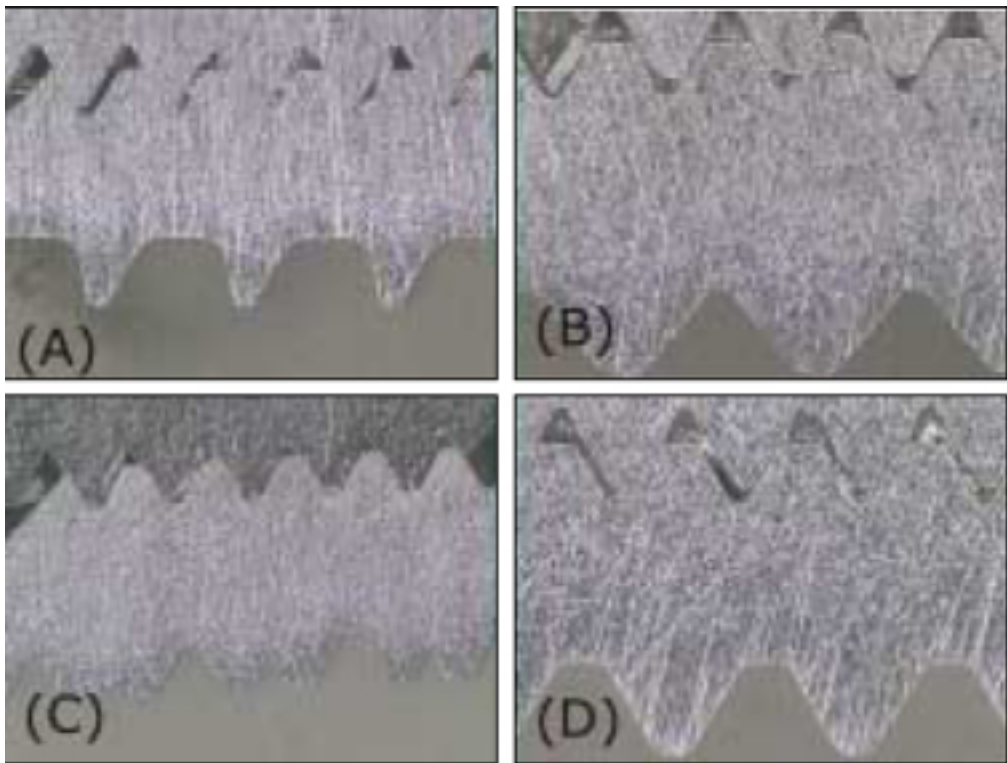


Fig 115. Mechanical tolerance of various implants. A, Implantium (Dentium, Seoul, Korea); B, Astra (Astratech, Mölndal, Sweden); C, GS (Osstem, Pusan, Korea); D, M implant (Shinhung, Seoul, Korea). Imagen tomada de So-Min Im et al 2010.

Sin embargo muestra un caso clínico donde se produce una pérdida ósea alrededor de un implante por la fractura del tornillo según el autor. No aduce los fenómenos de filtración, corrosión o sus consecuencias en los tejidos perimplantarios.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

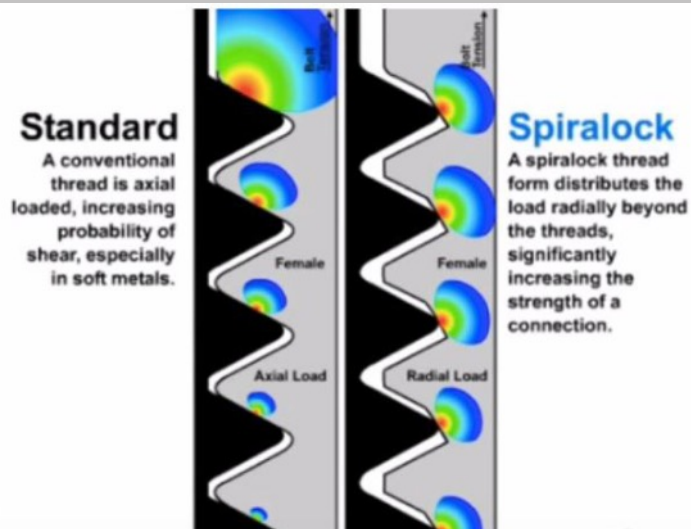


Figura 116. Pérdida hueso marginal de un implante. Tomada Galindo 2014.

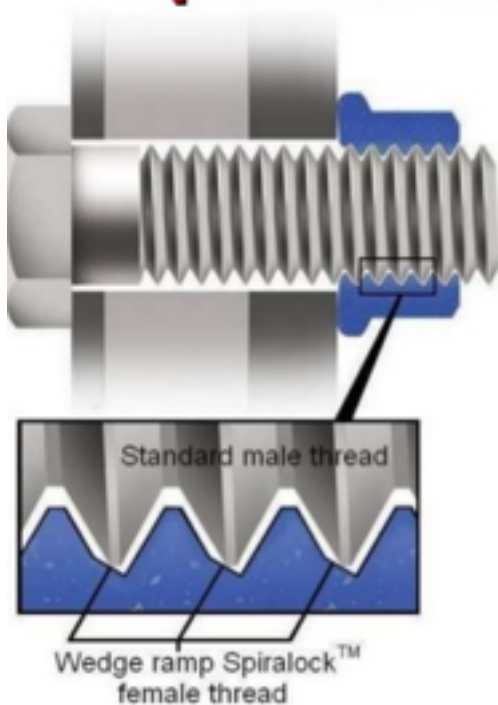
Existen modificaciones de la forma de la rosca de los tornillos en contacto con una rosca interna que mejoran el mantenimiento del torque. El sistema patentado Spiralock es una forma de rosca interna (hembra) que es según sus diseñadores especialmente resistente a la vibración transversal que constituye la primera causa de aflojamiento de la rosca. Si lo trasladamos a los tornillos protésicos, es conocido que la presencia de fuerzas laterales. Bickford describe el proceso de pérdida de tornillo en dos fases en primer lugar las fuerzas externas de tipo masticatorio que aplicadas sobre la restauración provocan el deslizamiento de las espiras del tornillo. En una segunda fase continúa la pérdida progresiva de la precarga hasta que el tornillo pierde la funcionalidad. (Bickford, 1981). La precarga afirma este autor debería ser mayor que la carga oclusal, algo realmente difícil ya que las altas precargas también deforman el tornillo debilitándolo y facilitando su pérdida.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo



Spirallock Technology



What is Spirallock?

A self-locking female thread form with a 30° wedge ramp at the root of the thread

The wedge ramp allows the bolt to **spin freely** until clamp load is applied. At that point, the crests of the standard male thread are drawn tightly against the wedge ramp, creating a continuous spiral line of contact along the entire length of the thread engagement.

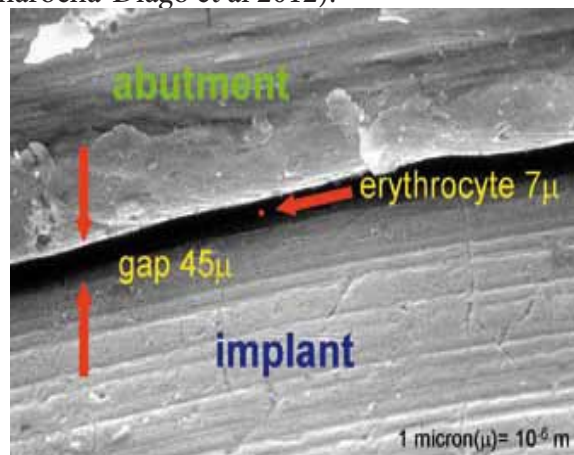
ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Figura 118. Diseño Spiralock. Imagen tomada Spiralock Corporation.

Por todo ello la aplicación dental del Spiralock, con gran recorrido en campos como la aeronáutica, industria agrícola y militar, industrias petroleras, automoción etc. podría combinada con los recubrimientos que otros autores como Elías describen venir a reducir el problema de la pérdida de precarga. Actualmente sólo conocemos una casa comercial que ha aplicado esta modificación a sus tornillos protéticos en este caso sin recubrimientos, como es la casa Biohorizons (Birmingham, AL 35244 UK)

Cada vez más autores reportan la relación entre microfiltración y la pérdida de hueso marginal, ya que este tipo de fenómenos como antes apuntábamos producen una alteración celular y un proceso inflamatorio (Canullo et al 2014) que en nada contribuye al mantenimiento de nuestras restauraciones y especialmente de nuestros tornillos protéticos. A modo de resumen los parámetros a considerar en pérdida de hueso marginal de los implantes serían el trauma quirúrgico (Quian et al 2012), sustrato óseo (Galindo-Moreno et al 2013), hábitos del paciente (Galindo-Moreno et al 2005), consideraciones protéticas (Cardaropoli et al 2006), diseño del implante (Canullo et al 2010), la conexión entre pilar e implante (Penarrocha-Diago et al. 2012) y salud general del paciente. La combinación de estos factores es el origen de pérdidas marginales óseas con las implicaciones biológicas y biomecánicas que conlleva. Autores como Galindo sostienen que en un caso clínico de pacientes con múltiples implantes puede haber variabilidad en sus tasas de pérdida marginal de manera independiente en cada implante. Poniendo en atención al clínico que una pérdida marginal temprana tras la carga de la prótesis es un mal pronóstico para el mantenimiento a largo y medio plazo. No asume criterios clásicos (Tarnow et al 2000) con la necesaria tasa de pérdida de 1.6 a 2mm en el primer año. La introducción de modificaciones en el diseño de la plataforma protésicas también llamado "platform switching" (Canullo et al 2012) y la mejora en las conexiones (Penarrocha-Diago et al 2012).



ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Figura 119. Imagen obtenida de las instrucciones de uso del producto Gapseal (Hager mbH co. KG Ackers-
traße 1, D-47269 Duisburg, Germany)

4.6.3. La importancia del ajuste de las conexiones clave para el mantenimiento del complejo implante pilar corona.

La destrucción del titanio y sus aleaciones así como la afectación de los tejidos circundantes ha sido estudiada siendo la corrosión pasiva el proceso causal. La capa pasivada puede sufrir roturas siendo en esas circunstancias cuando la repasivación de la misma en presencia del entorno biológico y en concreto en presencia de proteínas, pueden causar daño en la integridad de la capa de superficie original del titanio.

Autores realizaron estudios *in vitro* sobre el comportamiento de las proteínas en las distintas aleaciones de Titanio, Kham et al en 1999, pueden comprobar como al sumergir Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb y Ti-13Nb-3Zr y hacer que la capa de óxido se repasivara en solución de fosfato salina tamponada (PBS), el suero de alumina bovino y serum fetal de vaca a distintos pH y concentración de proteínas, pudiendo comprobar *in vitro* como el aumento de pH en concreto en la aleación Ti-6Al-4V afectaba a las propiedades de la capa pasivada del titanio, la solución PBS en presencia de proteínas disminuía las propiedades del Titanio, siendo mayor su acción sobre el Ti-6Al-4V que es precisamente del material que generalmente están manufacturados nuestros tornillos protéticos, así como la superficie externa de nuestros tornillos sin recubrimiento.

El manejo de la filtración de las proteínas de la saliva en un entorno corrosivo como es la cavidad oral modifica la actividad corrosiva de las mismas donde intervendrán diversos factores como son: las características químicas de la superficie, las características de la absorción de proteínas, la interacción de proteínas a nivel molecular con los iones presentes en la solución electrolítica producida por el organismo y el transporte de iones y cationes a través del entorno local. El aumento de la resistencia a la corrosión de los tornillos protéticos y sus observancia mejoraría el mantenimiento a largo plazo y contribuiría a mejorar un entorno ya de por sí corrosivo.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

5. CONCLUSIONES:

- La manufacturación industrial de tornillos para prótesis sobre implantes es deficiente. Algunos recubrimientos mejoran la superficie y pueden ser una buena alternativa.
- La saliva afecta de manera notable a la ultraestructura superficial de todas las muestras ensayadas con la aparición de producto de corrosión y elementos como sulfuros y fosfatos.
- El análisis mediante SEM y EDS de la superficie de tornillos protéticos de Ti sin recubrimiento y con recubrimientos comerciales pudieron demostrar los distintos productos de recubrimiento y sus deficiencias. Los experimentales mostraron en su superficie las depositadas nanopartículas de Ag y Cu.
- El análisis de la alteración de las propiedades mecánicas producidas por los procesos de corrosión mostró una disminución notable de las mismas en todos los grupos. En especial en los tornillos no recubiertos.
- El análisis de los resultados de ensayos de tracción de los tornillos experimentales apunta a que las nanopartículas especialmente Ag-Cu pueden minimizar la disminución de propiedades mecánicas a consecuencia del proceso corrosivo.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

REFERENCIAS

Adrian ED, Krantz WA, Ivanhoe JR, Turner KA. A silicone obturator for the access canal in an implant-retained fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1991;65:597.

Albrektsson T, Busser D, Senneby On crestal/marginal bone loss around dental implants. *The Int. Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2013; 33.1.9-11.

Alikhasi M ,Kazemi M, Kalali H, Hashemdeh S, Dondangeh S. Clinician-generated torque on abutments screwusing differents hands screwdrivers. *J Prosthet Dent*. 2017; 118:4. 488-492.

American Dental Association 2000.Survey of current issues dentistry surgical dental implants.2002:2.

Atieh, M. A., Ibrahim, H. M. & Atieh, A. H. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Periodontology*.2010; 81, 1350–1366

Attar NJ, Zarb GA.Long term treatment outcomes in edentulous patiens with implant-fixed prostheses: The Toronto study.*Int. J. Prosthodont*. 2004; 17(4): 417-424.

Albrektsson T, Donos N. Implant survival and complications.The Third AO consensus conference 2012.*Clin. Oral Implants Res*. 23(Suppl. 6), 2012, 63–65

Benaissa A, El Bahriould C, Miloudmaddah H. Effects of the overloading in martication on the mechanical behaviour of dental implants. *Material & Desing* .2012;47:210-217.

Berglundh, T., Persson, L., Klinge, B..A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J. Clin. Periodontol*. 2012; 29 (Supl. 3), 197–212.

Bickford JH Jr. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York, NY; Marcel Dekker; 1981. p. 528-42.

Branemark PI, Harders H. Intravital analysis of microvascular form and function in man. *Lancet*. 1963 Dec 7;2(7319):1197-9.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.

Bundy KJ. Corrosion and others electromechanical aspect of biomaterials. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 1994; 22 (¾);39-251.

Calidad de Vida Oral. Tesis Doctoral Javier Montero Martín. Universidad de Granada 2006.

Camargos G, De V, Das Neves FD, Sartori FA. Clinical outcomes of single dental implants with external connections, results after 2 to 13 years. *Int. Journal maxillof. Implants.* 2012; 4;935-944

Canullo, L., Goglia, G., Iurlaro, G., Jannello, G. Short-term bone level observations associated with platform switching in immediately placed and restored single maxillary implants: a preliminary report. *International Journal of Prosthodontics.* 2009; 22, 277–282.

Canullo L, Iannello G, Penarrocha M, García B. Impact of implant diameter on bone level changes around platform switch implants: preliminary result of 18 months follow a prospective randomized match-paired. *Clinical Oral Implant Res.* 2012; 23:1142-1146.

Cardaropoli L, Lekholm U, Wennstrom JL. Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacement: a 1 year prospective clinical study. *Clinical Oral Implant Research.* 2006;17;165-171.

Choe HC, Lee CH, Yeong YH, Ko MK, Chung CH. Fatigue fracture of implants system using TiN and WC coated abutment screw. *Engineering Procedia.* 2011. 680-685.

Chu KM, Tredwin CJ, Setchell DJ, Hems E. Effect of screw hole filling on retention of implant crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2005;13:154-8

Clickman I. Inflammation and trauma oclusal from occlusion. Co destructive factors in chronic periodontal disease. *J Periodontol.* 1963; 35; 5-10

Codacre CJ, Bernal C, Rungcharasaeng K. Clinical complications in fixed prosthodontic. *J Prosthodont* 2003; 90: 31-4.

Craig RG, LeGers RZ. Strategies to affect bone remodeling: osteointegration. *J. Bone Miner Res.* 1993; 8(2): 583-96.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Dargy PH. Tribology artificial hips joints. Engineering Mechanical. Advances Tribology. 2016. Chap.8.

Dhima, M., Paulusova, V., Lohse, C., Salinas, T.J., Carr, A.B. Practice-based evidence from 29-year outcome analysis of management of the edentulous jaw using osseointegrated dental implants. J. Prosthodont. 2014 ; 23: 173–181.

D'Ercole, Scarano, A., Perritti, V. Mutiatinho, J., Piatelli A., Iezzi G., Tripodi D. Implants with external hexagon and conical implants-abutment connections: and in vitro study of the bacterial containment. The Journal of Oral Implantology. 2014; Feb;40(1):30-6.

Dunn, K. and Edwards-Jones, V. The role of Acticoat with nanocrystalline silver in the management of burns. 2014. 30 Suppl 1:S1-S9.

Elias CN, Figuerira DC, Rios PR. Influence of coating materials on the loosening of dental implants abutment screw joints. Materials science and engineering. 2006; 26:1361-1366

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. Int. J. Oral Maxillofac Implants. 2000;15: 662-667

Fleck L, Eifler D. Corrosion, fatigue and corrosion fatigue behaviour of metal implant materials, especially titanium alloys. International Journal of Fatigue. 2012; 32: 929–935.

Galindo-Moreno P, Avila G, Fernandez-Barbero JE, Cabrera-Leon A, Sánchez-Fernández E. Influence of alcohol and tobacco habits on peri-implant marginal bone loss: a prospective study. Clinical Oral Implants Research. 2005; 16: 579-586.

Galindo-Moreno P, Fernandez-Jimenez A, Avila-Ortiz G, Silvestre FJ, Hernández-Cortés P, Wahng HL. Marginal bone loss around implants placed in maxillary native bone or grafted sinuses: a retrospective cohort study. Clinical Oral Implants Research. 2013; 25 (3):378-324.

Galindo-Moreno P, Leon-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, O'Valle F, Catena. A Marginal bone loss as success criterion as implant dentistry: beyond 2mm.. Clinic Oral Implant Research. 2015; 26:28-34.

Ginzel R, Kanters W. Pipeline corrosion and cracking and the associated calibration for the same side sinzing applications. 2002. NTD.net. Vol.7.7.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Goheen KL, Vermilyea SG, Vassoughi J, Agar JR. Torque generated by Handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9: 149–155

Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at abutment–implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:94–100

Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin. Oral Implants Res.* 2012 ; 23(Suppl. 6): 202–216.

Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and prefabricated screw-retained implant borne crowns in vitro. *J Oral Rehab* 1998; 25:403-408.

Hanawa T. Titanium and its oxide film: a substrate for formation of hapatite. In: *The bone-biomaterial interface*. Davies JE, editor. Toronto:University of Toronto Press. 1991; 49–61.

Hanawa, T, Asami K, Asaoka K. Repassivation of titanium and a surface oxide film regeneration in simulated biofluid. *J. Biomedical Materials Res.* 1998;40;530-538.

Hanawa. *Materials Science and Engineering C.* 2014;24 : 745 – 752.

Harder S, Dimaczer B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection –in vitro investigation of tightness of internal conical implant- abutment connections against endotoxin penetration. *Clin. Oral . Investig.* 2010; 14:427-432.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997; 77:28-35.

Hensten-Pettersen A. Metabolism/degradation corrosion products from tissue- materials interaction. *Biomaterials*;1984.5 (1) 42-46..

Herranz-Diaz C, Gil FJ, Guillem-Mart J. Mechanical and physicochemical characterization along biological interactions of new Ti25Nb12Hf alloy for bone tissue engineering. *JM. Journal Biomaterials Applications.* 2015; 30(2) ;171-181.

Hinojosa Rivera, M., Reyes Melo, M. La rugosidad de superficies: Topometría. *Ingenierías*, vol. IV, 11. 2001; 27-33.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Heuler KE. The influence of electrolyte composition on the formation and dissolution of passivating films. *Corr. Sci* 1989; 29:131-147.

Hiromoto S, Noda K, Asaoka K. Development of electrolytic cell with cell-cultura for metallic biomaterials. *Corr.Sci.*, 2002;44: 955-965.

Howell JC Jr, Caldwell WD. Custom-made-cover screws to fit fixed detachable implant prosthesis access openings. *J Prosthet Dent* 1997;78:209-11.

Ivansihin OM, Markovsky PE. Enhancing the mechanical properties of titanium alloys with rapid heat treatment. *J Metals*. 1996; 48:48-52.

Khan, M.A. Williams, R.L., Williams D.F. The corrosion behavior of Ti-6Al-4V, Ti-6Al-Nb and Ti-13Nb-13Zr in protein solutions. *Biomaterials*. 1999;20:631-637.

Jain, P. and Pradeep, T. Potential of silver nanoparticle-coated polyurethane foam as an antibacterial water filter. *Biotechnol.Bioeng.* 2005. 90:59-63.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527-540.

Jeong YH, Lee C H, Chung C H, Son MK, Choe HC. Effects of TiN and WC coating on the fatigue characteristics of dental implants. *Surface and coatings technology* .2012;10.1016

Jinzhao L, Ling R, Shuyuan Z, Guogang R, Yang K. Cu-bearing steel reduce inflammation after stent implantation. 2015. *J Mater Sci Med*. 2015; 26:114-115.

Joska L, Fojt J, Mertek O, Cvrček L, Brezina V. The effects of a coating adhesion layer on the corrosion behavior of titanium and the Ti6Al4V alloy for dental implants. *Surface and coatings technology*. 2012; 206; 4899-4906.

Kermanshah H, Bitaraf T. A technique for the management of screw access opening in cement-retained implant restorations. *Dental Hypotheses* .2014;5; 25-27.

Kham MA, Williams RL, Williams FL. The corrosion behavior Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-13Nb-13Zn in protein solutions. *Biomaterials*. 1999;20; 631-637.

Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Choe LR. An abutment screw loosening

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

study of a diamond like carbon coated CP titanium implant. *Journal oral rehabilitation*.2005; 32; 346-350.

Koutouzis T, Wallet S, Calderon N, Lundgren T. Bacterial colonization of the implant–abutment interface using an in vitro dynamic loading model. *J Periodontol* 2011; 82:613–618.

Landolt D, Electrochemical and materials aspects of tribocorrosion systems, *J. Physics D: Appl. Phys.* 2006.39, 1-7

Lara, H. H., Ayala-Núñez, N. V., Ixtepan-Turrent, L., and Rodríguez-Padilla, C.. Bactericidal effect of silver nanoparticles against multidrug-resistant bacteria. *World Journal of Microbiology and Biotechnology*.2009; 26(4): 615-623.

Lazzara, R. J.,Porter, S. S. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*.2006; 26, 9 –17.

Li J, Bai Y,Fan Z, Li S, Hao Y, Yang R , Gao Y. Effect of fluoride on the corrosion behavior of nanostructured Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy in acidulated artificial saliva. *Journal of Materials Science & Technology* 2018.In press.

Li J, Ren L, Zhang S, Yang K. Cu- bearing steel reduce inflammation after stent implantation. *J. Mater Sci: Mater Med* .2015;26; 114

Liedberg B, Ivarsson B, Lundstrom I. Fourier transform infrared reflection absorption spectroscopy (FTIR-RAS) of fibrinogen adsorbed on metal and metal oxide surfaces. *J Biochem Biophys Method* 1984; 9:233–243.

Locked D, Clarke M, Payne B. Self-perceived oral health status psychological well-being and life satisfaction in a order adult population. *J Dent Res*; 2000;79; 970-975.

McQueen D, Sundgren JE, Ivarsson B, Lundstrom I, af Ekenstam CB, Svensson A, Brånemark PI, Albrektsson T. Auger electron spectroscopic studies of titanium implants. In: Lee AJC, editor. *Clinical applications of biomaterials*. New York: Wiley. 1982; 179–185.

Manhabosco TM, Müller IL. Electrodeposition of diamond like carbon DCL films on Ti. *Apli. Surfaces Sci.* 2009; 255; 4082-4086

Mahabosco TM, Tamborin CB, Dos Santos CB, Müller IL.Tribological electrochemical and tribo-electrochemical characterization of bare and nitrided Ti6Al4V in simulated body fluid solution. *Corro.Science*. 2011; 53; 1786-1793.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Manhabosco TM, Martins LAM, Tamborim SM, Ilha M, Viera MQ, Guma FCR, Müller IL. Cell response and corrosion behavior of electrodeposited diamond-like carbon films on nanostructured titanium. *Corrosion science*. 2012;66:169-176.

Marek M. *Biomedical materials*. Narajan Ed. 2009 cap.5.155-160.

Marino CE, Mascaro LH. Electrochemical tests to evaluate the stability of the anodic films on dental implants. *Int. Journal of Electrochemistry* 2011. Article ID 574502.

Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implants abutment rotations and preload for four different screw materials and surfaces. *J. Prosthe. Dent.* 2001; 86 :24-32.

Martinez-Gomis J, Peraire M, Gil FJ. Evaluating mechanical properties and degradation of YTZP dental implants. *Materials Science and Engineering C*. 2010; 30, (1); 14-19.

Martínez-Villalobos S. Osteosíntesis maxilar con titanio. *Rev. Esp. Cirugía Oral y Maxilofacial*. 2004: Nov-dic.

Martin-Gil D, Molmeneu M, Fernandez M, Punset M, Giner FL, Armengou J, Gil FC. Determination of fluid leakages in the different screw-retained implant-abutment connections in a mechanical artificial mouth. *J Mater Sci: Mater Med* 2015; 26 (7):211.

Misch C. *Prótesis dental sobreimplantes*. Ed. Elsevier. 2015. Cap 2.

Metikos-Hukovic M, Kwokal A, Piljac J. The influence of niobium and vanadium on passivity of titanium-based implants in physiological solutions. *Biomaterials* 2003; 24:3765-3775. Millennium Research Group, 2006. US Dental market. Exhibit.2-2. Dental implant market by segment. (US) 2004-2010: 8-12.

Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. *J. Periodontol.* 2001; 72 (9): 1276-128.

Moraguez O, Belser U, Dent M. The use of the polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses. *J. Prosthet Dent* 2010; 103; 189-191.

Morais Alves da Cunha T, Correia e Araujo RP, Barbosa da Rocha

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

PV. Comparison of fit accuracy between procera custom abutment and tres implans systems. *Clinical Impl. Destistry and research.* 2012;14:5: 772-777.

Mueller WD, De Mele L, Nascimiento ML. Degradacion of magnesium and its alloys. Dependence on the composition of the synthetic biological media. *J.Biomed. Mater. Res.* 2009; Part A 90:87-495.

Mulligan C.P, Papi, PA, Gall D. Ag trasnport in Cr-N nanococomposite coating. *Thin Solid Film.* 2012;520 (22): 6774-6799.

Nardello-Rataj V, Leclercq L. Encapsulation of biocides by cyclodextrins: toward synergistic effects against pathogens. *J. Org. Chem.* 2014;4:2603-2622.

Nayak AG, Fernandes A, Kulkarni R, Lekha K, Nadiger R. Efficacy of antibacterial sealing gel and O-ring to prevent microleakage at the implant interface: An in vitro study. *Journal of Oral Implantology.* 2014; 40 (1):11-14.

Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. Systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;Jan-Feb;27(1):102-10.

Papazoglou EBW, McGlumphy EA. Characterization of retrieved implants: titanium, titanium alloys and hydroxiapatite coatings. *Quintessence.* 2003; 52.

Pardal Peláez B. Pérdida de torque de los tornillos de fijación del pilar con implantes dentales sometidos a cargas cíclicas. Tesis Doctoral. Universidad de Salamanca. 2016. Pag. 41.

Paramitha D, Ullum M, Purnama A. Monitoring degradation metals ions in vitro. Monitoring and evaluation of biomaterials and their performance in vivo. 2017. Chapter 2.19-44.

Park. CI, Choe CH, Chug CH. Effect of surface coating on the screw loosening of dental abutments screw. 2004; 10 (4); 549-553

Park CI, Chung CH, Choi C, Back DH. A study of surface of various abutment screw. *Journal academic prosthodontics.* 2012.41. 3. 351-359.

Park SD, Lee Y, Kim YL, Yu AH, Bea MJ, CHO HW. Microleakage of different sealing material in access holes of internal connection implant systems. *J Prosthet Dent* 2012;108:173-180.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Passos P, Gressler-May L, Faria R, Özcan M. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *Journal of Medical Materials Research. Parte B. Applied Biomaterials*. 2013 Oct; 101(7):1321-8

Passos SP, Gressler-May L, Faria R, Özcan M, Bottino MA. Implant-abutment gap versus microbial microcolonization: Clinical significance based on a literature review. *J. Biomed Mater Res*. 2013. 101B; 1321-13.

Penarrocha-Diago MA, Flichy-Fernández AJ, Alonso-Gonzalez R, Penarrocha-Oltra D, Penarrocha-Diago M. Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. *Clinical Oral Implants Research*. 2012; 24; 1192-1200.

Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: A retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol* 2003; 74:346-352.

Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An In Vitro Analysis of Implant Screw Torque Loss With External Hex and Internal Connection Implant Systems: *Implant Dent*. 2006; 15(4):427-35.

Pons-Vicente, O. Lopez-Jimenez, L. Sanchez-Garces, MA, Sala-Perez S, Gay-Escoda C. A comparative study between two different suture materials in oral implantology. *Implants Research*. 2010. 22.3.282-288

Ponsonnet L, K Reybier, Jaffrezic N, Comte V, Lagneu M, Lissac M, Martelet C. Relationship between surface properties (roughness, wettability) of titanium and titanium alloys and cell behaviour. *Mater. Sci. Eng C*. 2003; 23 :551-560.

Quian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for a marginal bone loss around oral implants. *Clinical Implant Dentistry*. 2012; 14; 792-807.

Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin. Oral Implants Res*. 1993; 4:158-161.

Van Steenberghe D, Quirynen M, Microbial penetration along the implant components in Branemarck system. An in vitro study. *Clin. Oral Implants Res*. 1993; 5:239-244.

Rangt B, Krongh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and impact fracture : a retrospective clinical analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 1996 :11; 660-666

Ratner B, Hoffman A, Schoen F, Lemons J. *Biomaterials Science*. Academic Press. 2013; 1.2:120-122.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Roos-Janaker J, Sennerby L, Lekholm U et al. A qualitative and quantitative method for evaluating implants success: a 5 retrospective analysis of de Branemark implants. *Int. Oral. Maxillofac Implants.*1997; 12: 804-14.

Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the internal implant- abutment interface implant systems. *Int Oral maxillofac Implants.* 2005;20: 875-81

Shigh R, Dahotre NB. Corrosion degradation and prevention by surface modification of metallic biomaterials. *J Mater. Sci: Mater. Med.* 2007;2;725-751.

So-Min Im, Dae-Gon Kim, Chan-Jin Park, Min-Sang Cha, Lee-Ra Cho, Biomechanical considerations for the screw of implant prosthesis: A literature review. *J Korean Acad Prosthodont.* 2010; 48(1):61-68.

Strauss RP, Hunt RJ. Understanding the value of teeth to older adults: Influence on the quality of life. *J Am Dent Assoc.*1993; 124:105-10.

Suay-Llopis L, Ballester-Díez F. Revisión de los estudios sobre exposición al aluminio y enfermedad de Alzheimer; *Revista Española de Salud Pública.*2002 :76; 6 .

Sundgren J, Bodö P, Lunström I, Auger. Electron spectroscopic studies of the interface between human tissue and implants of titanium and stainless steel. *J Colloid Interf Sci* .1986;110:9-22.

Schwarz F, Hauser-Gerspach I, Waltimo T, Stritzker B. Antibacterial properties of silver containing diamond like carbon by ion produced polymer densification. *Surface and coatings.*2011: 205(20); 4850-4854

Sttig C, Textor M, Spencer ND, Wieland M, Vallotton P-H. Surface characterization of implant materials c.p. Ti, Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V with different pretreatments. *J Mater Sci: Mater Med* 1999; 10:35-46.

Thierry, B. Tabrizian, M. Savagogo, O. Effects of sterilization processes on NiTi alloys: Surface characterization. *Journal Biomed, Mater. Res.*2000;43:433-440.

Tarica DY, Alavarado VM, Truong ST. Survey of United States dental school on cementation protocols for implants crown restorations. *J. Prosthet Den* 2010; 103:68-79

Tarnow, D. P., Magner, A. W. & Fletcher, P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *Journal of Periodontology.* 1992; 63: 995-996.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *Journal of Periodology*.2000;71; 546-549.

Tripodi, D. Vantaggiato, G., Scarano, A. Perrotti V, Piattelli, A. Iezzi, G and D'Ercole, S. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and morse taper implant-abutment connections. *Implant Dentistry*. 2012; 21: 335-339.

Van Steenberghe D .Oral implants compromised patients. In..Ed. *Periodontology 2000*, Vol.33 Oxford: 2003.

Vanoni Diez JS, Carvalho Brigagao V, Gonzalez Cunha L, Claro Nerves AC. Influence of diamondlike carbon-coated screws on the implant-abutment. 2012;27; 51-55.

Vianna CA, Belben JA, Varao VA, Ferreira VB, Dos Santos PH, Assunção WG.

Torque stability different abutment screw submitted to mechanical cycling.2013; 28.5. 209-2014.

Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J. Torque and Histomorphometric Evaluation of c.p. Titanium Screws Blasted with 25- and 75-microns-sized Particles of Al₂O₃. *J Biomed Mater Res*. 1996; 30: 251-60.

Wenzel BA, Gamborena I, Lee J, Fiorini T .Effects of platform switch on crestal bonelevel and mucosal profile following flap and surgery subcrestal implant placement in presence / absence the gaps defects. *Clinical Implant Oral Research*. 2014: 5; 29-32.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000; 84:194-199.

Wikipedia.org. Diagrama de Pourbaix.

Willians, DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*.2008; 2:2941-2953.

Wilson T.G. Jr .The positive relationship between excess cement and periimplant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*.2009; 80: 1388-1392.

ANÁLISIS DE CORROSIÓN Y FATIGA EN TORNILLOS PROTÉTICOS DE PRÓTESIS SOBREIMPLANTES DENTALES. ESTUDIO DE AISLAMIENTO Y RESISTENCIA BASADA EN NUEVOS MATERIALES.

Manuel Martínez Olmedo

www.bibliotecadigital.ilce.edu.mx

www.deardocor.com/how-crowns-attached-to-the-dental-implants.

www.drshemi.co.uk

www.facialart.com

www.ingenierosdelacrisis.wordpress.com/inhibidores_de_la_corrosion

www.morfocitologia.blogspot.es

www.ortobullet.com materials proprieties

www.quimica.unab.cl

www.phys.org/news/2012-07-ions-particles-silver-toxic-bacteria.html

www.titaniumengineers.com enlace <http://www.titaniumengineers.com/technical-data.html>

www.Orthotreams.Wordpress.com

www.oseonews.com .nobelbiocare replace select implant fracture.Treatment plan?

www.pardell.es apuntes de electromedicina

www.scienceabc.com/pure-sciences/ptfe-teflon-cookware-non-stick-water-resistant-slippery-properties.html

www.straumann.es

Zhang Z, Bo Ge B, Men X, Li Y. Mechanically durable, superhydrophobic coatings prepared by dual-layer method for anti-corrosion and self-cleaning. *Colloids and Surfaces*. 2016. 460: 182-188

Zheng, Y.F., Zhang, B.B., Wang, B.L., and Wang, Y.B. Surface modification of titanium substrates with silver nanoparticles embedded sulfhydrylated chitosan/gelatin polyelectrolyte multilayer films antibacterial application. *Acta Biomater*. 2011; 7:2758-2767.

Zhou D, Peng H, Zhu L, Guo H, Gong S. Microstructure, hardness and corrosion behavior of Ti/TiN multilayer coating produced by plasma activated EB-PVD. 2014. 258. 102-107.



Contents lists available at ScienceDirect

Engineering Failure Analysis

journal homepage: www.elsevier.com/locate/engfailanal

Corrosion and fracture analysis in screws of dental implants prostheses. New coatings



M. Martínez Olmedo^{a,*}, F.J. Iglesias Godino^a, P. Fernández Liétor^a,
F.A. Corpas Iglesias^a, J.M. Gómez de Salazar Caso de los Cobos^b

^a Materials Science Department, Universidad de Jaén, EPS Linares, Cinturon Sur, s/n, 23700 Linares, Spain

^b Materials Science Department, Chemistry Faculty, Universidad Complutense de Madrid, Av. Complutense, s/n, 28040, Madrid, Madrid, Spain

ARTICLE INFO

Keywords:

Titanium
Bacteriological corrosion
Microcracks
Screws coating
Nanoparticles

ABSTRACT

The oral cavity has some characteristics of high concentration in mineral salts, enzymes, proteins and cells, which modify the implant-abutment-prosthesis unity. The protection of the dental implant abutment screw for corrosion and the improvement in its structure are one of the keys of success in our new restorative treatment in the long term. The titanium and its alloys release to the oral medium ions, which are not thought to be health damaging. However, thanks to its resistance to corrosion due to the layer formed with inert oxide the layer remains constant. In spite of this fact, there are phenomena which produce fatigue striation. The increase in the amount of mechanic failure and the appearance of microcracks make us review old concepts. Mechanisms such as the protein absorptions and micro-cracks propagation of the structure produce corrosion phenomena which can result in failure. The use of silver and copper nanoparticles for the dental implant abutment screw coating inhibits partly the production of corrosion product and the increase of elements such as sulfur, chlorine and sodium, which are the products that increase the microcracks of the original machining of the screw.

1. Introduction

In the last few decades we have seen an important growth in the different fields of medicine, thanks to the increase in technological media and a better communication resulting from “the information society”. In the case of implantology, there is a potential market which only in the USA more than 200 million people have lost a tooth or more, and it is considered that the 40% of the population over 40 own edentulous spaces [1]. This makes them candidates for a replacement treatment with dental implants [2].

The assembling formed in the implant complex must be understood after analyzing the multiple forces to which are subject, although there are several commercial designs. The complex which the implant forms is primarily the union of various components which form a solid union through a screw [3]. This process of assembly generates forces in the implant complex and it creates a functional union which allows the system of implants to be able to carry a dental prosthesis of whatever type.

An abutment is joined to the implant through a prosthetic screw [4,5]. This one is tightened applying the torque clench to the head of the prosthetic screw, which controls in that moment the forces that are transmitted during the interphase abutment-implant through the spires surface once the prosthetic implant is tightened to a specific torque according to each manufacturer's instructions.

It has been sufficiently demonstrated by theoretical models that we can protect the overload union to avoid the screw fatigue. An optimal overload should induce stress in the union which is from 60% to 70% [6,7] of the maximum force of the material deformation

* Corresponding author at: Menendez Pelayo, 28, 23700 Linares, Jaén, Spain.

E-mail address: martinezolmedo@gmail.com (M. Martínez Olmedo).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.engfailanal.2017.04.040>

Received 1 October 2016; Received in revised form 19 March 2017; Accepted 19 April 2017

Available online 11 May 2017

1350-6307/© 2017 Elsevier Ltd. All rights reserved.

with which is manufactured the screw that anchors the abutment to the correspondent implant. It affects in the same way the spires and the space prepared on the head of the implant to transmit the force in the preload.

Variables occur such as geometric factors (i.e. the angles which the spires formed and the dimensions of the complex implant-abutment-crown), the properties of the materials (module of elasticity, Poisson coefficient) [8,9], as well as the environmental conditions which interact with the friction surfaces, and it varies according to the lubrication which joins the screw and the inner spires of the implant [10].

The loads that are produced in the oral cavity by our implants are dependent on a complex chemical and physical equilibrium of the different components that compose the oral medium. This is very corrosive and has a high concentration of mineral salts. Also, the concentration of enzymes and the interaction produced in vivo with the cells and proteins that come from the saliva affects the surface of the components of our implants [11]. The fatigue of the materials produced by the load is increased by the microstructural changes that are produced on the titanium surface. The research on the fracture patterns after submitting the implants and the prosthetic screws with cyclic effort shows that the biologic environment encourages the extension of the existing microcracks on the titanium surface.

The passage of bacteria and saliva components has been widely studied in spite of the fact that trading houses make an effort to improve their adjustments. Studies of microfiltration show how especially in dynamic conditions passage of molecules, bacteria and fluids exist to the inner part of the components of the implant which implies corrosion. These studies of permeability are carried out with the application of gas in the interphases which allows seeing the zones more likely to filtering and the route of fluids [12] and the convenience of the new internal connections that will improve the universal external connections type “Brånemark” used in the implants of this study [13].

Saliva is a fluid which is produced and spread into the oral cavity by different organs called salivary glands. It is a complex secretion that comes from salivary glands in a 93% of its volume and the smaller in the remaining 7% [14,15]. It performs very important functions in the oral and general health maintenance of people, among them: lubrication, antimicrobial action, buffer capability of the pH of the oral cavity and dental plaque, re-mineralization, mastication, digestion and taste. In the composition of this fluid we can find different molecules, and inside them proteins stand out, which are involved in most of the saliva's functions.

Proteins are a very important component in the phenomena of corrosion as their presence can inhibit or accelerate the process of corrosion. They act in a different way according to the metals, being the characteristics of the surface, the characteristics of the absorption of proteins, the interaction between the protein molecules and the electrolytic solution to produce organic complexes or the anionic or cationic transport according to the biologic environment, some of factors that condition its corrosive action [16]. When H ions are free to interact with electrons, the pH drops significantly, and active metal dissolution can occur. Other events, such as pitting attack, surface delamination and etching of Ti implant surfaces, give indications of degradation induced by a very acidic environment [17].

The coatings of the prosthetic screws are an effective tool to prevent the loss and fracture of themselves. Under cycling loading [18], the growing of the resistance to the fracture due to the improvement of its properties in the stretching and the hardness has made us consider this factor as important and it is one of the key of this research but from the perspective of corrosion (See Fig. 1).

The phenomena of corrosion of the elements which compose the complex implant-abutment-crown should be analyzed and controlled since the authors suggest that the biofilm layer that is produced on the implants surface affects the properties of the implant-prosthetic components [19]. The biofilm is formed by different bacterial species, and the first colonies are the ones corresponding to the bacteria that come from the oral exposition through saliva as the “*Streptococcus sanguinis*” and secondarily “*Lactobacillus salivarius*” [20]. This focuses the main part of the investigation of the weakening process due to a bacterial cause from titanium over these two species of early colonization [21].

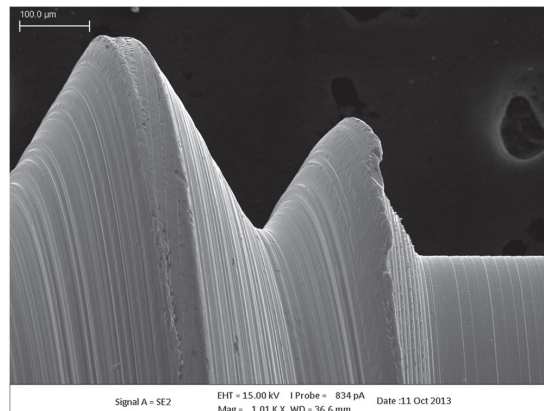


Fig. 1. Screw bad manufacturing. It propitiates the expansion of micro-cracks due to bacterial attacks on the surface, so the new coatings could improve the resistance against that.

The choice of new biomaterials should be firstly based on its biocompatibility and thus the capacity of the human body to tolerate them safely. Adverse effects such as initial or deferred toxicity, allergy or inflammation are the key factors when new biomaterials are added in our devices. In detail, the use of silver or copper particles is known from ancient times when Hippocrates discovered its germicidal character. In the 20th century the odontology included its use in endodontic treatments by using silver points. The colloidal solutions have been used as antibiotal treatment, sometimes without the required medical control. Nowadays, the use of devices with silver and copper nanoparticles in cardiology and urology is adding big benefits and absolute biocompatibility [22,23]. Its use is spreading in clinical practice mainly in the use of devices subjected to corrosion processes in human environment. The alteration of double helix of DNA involves the breaking of cell wall in presence of Cu and Ag ions, thus it alters the bacterial cell metabolism [24]. In detail, the prosthetic screws are not in contact with tissue or blood and they are not going to condition phenomena such as dental implant osseointegration, as its use is limited to bear the implant-abutment-crown complex and it contributes to improve its long-term prediction by means of the antibacterial control of the microfiltration, which has widely been proved [25,26].

2. Materials and methods

Four groups of prosthetic screws without prosthetic coatings (A) were tested all compatible with the implants of external connection with connection 0.7 mm (universal connection). The chosen trading houses were Phibo Dental Solutions SL (Sentmenat, Barcelona, Spain), BIOMET 3i (Palm Beach Gardens, Florida, USA) Gold-Tite Hexed UniScrew, NobelBiocare (NobelBiocare AB, Vastra Hamngatn, Goteborg, Sweden) Abutment screw Branemarck System RP. Each specimen was analyzed by EDS and SEM.

The chosen ones to be coated for this study were the Phibo screws since the other two groups of tested screws were commercially coated with DCL in the case of the prosthetic screws of the trading house Nobel Biocare or the layer of 0.7 μm of gold of 18 kt from the trading house BIOMET 3i with its screw Gold-Tite.

These chosen screws were subjected to a coating process on its surface through a deposit of nanoparticles of Silver, Copper and a combination of Silver and Copper. For this, a high vacuum evaporation chamber produced by turbo-molecular pump was used (Pfeiffer Vacuum Classic 250°). The process started with both Silver and Copper samples, which were subject to high pressure and temperature to evaporate them in a chamber free of Oxygen and totally cleaned of impurities. When these were volatilized, the particles were deposited on the screws' surfaces. Each of the specimens coated with nanoparticles was analyzed with EDS and SEM (Figs. 2 and 3).

2.1. Clinical and corrosive process

The prosthetic screws Phibo Control were placed in crowns on individual implants screwed in molar position, in non-smoking patients. The used torque was 35 N every time, and the instructions of the manufacturer were followed. The prosthetic chimney was isolated following the described protocol by Moraguez [27] by using polytetrafluoroethylene. After three months, the prosthetic screws were rescued and cleaned through an ultrasonic cleaning and acetone and analyzed with EDS y SEM. The patients provided consent according to the guidelines of the Helsinki Declaration to donate their retrieved prosthetic screws for research.

2.2. Traction analysis

The prosthetic screws in both groups were subjected to a traction test in a universal machine whose trading house was Shimadzu. Such test was done with tools designed for that purpose by the house Shimadzu. The chosen speed was 0.5 mm in a minute. The traction tests were carried out firstly on the coated prosthetic screws and non-coated without being subjected to a previous corrosion process. Once rescued from the oral medium, the prosthetic screws were subjected to a traction test under the same parameters to study the variation of physic and mechanic properties.

2.3. Atomic force analysis

Finally, in order to compare the surface between coated screws and non-coated screws after being subjected to a corrosion process, a test was carried out in an atomic force microscope (AFM) from the trading house Veeco in the Complutense University of Madrid. The used samples were screws in all from the trading house Phibo which were recovered from the mouth. Some of them were coated with Ag, Ag-Cu y Cu through the process we have previously mentioned.

By using the method of contact or tapping produced by the oscillation of a laser included in the AFM, we got from the introduced samples the topography of the screws surface.

3. Results and analysis

3.1. Experimental results

The different results of the tests are shown in this section. Firstly, a comparison between SEM images of various coated and uncoated screws and screws subjected to corrosion and not. In addition, by an EDS analysis common elements or products produced by corrosion will be shown. That could be seen in Figs. 4 and 5.



Fig. 2. In this figure appears the high vacuum evaporating chamber (Pfeiffer).

After that, a comparison of mechanic properties by traction tests to analyse how the nanoparticles act and how keep them on against corrosion process (Table 1 and Table 2 respectively).

Once the traction test of the samples was finished, these were analyzed again with a SEM to analyse the produced fracture, and we



Fig. 3. Screws coatings. Ag-Cu (left), Ag (centre) and Cu (right).

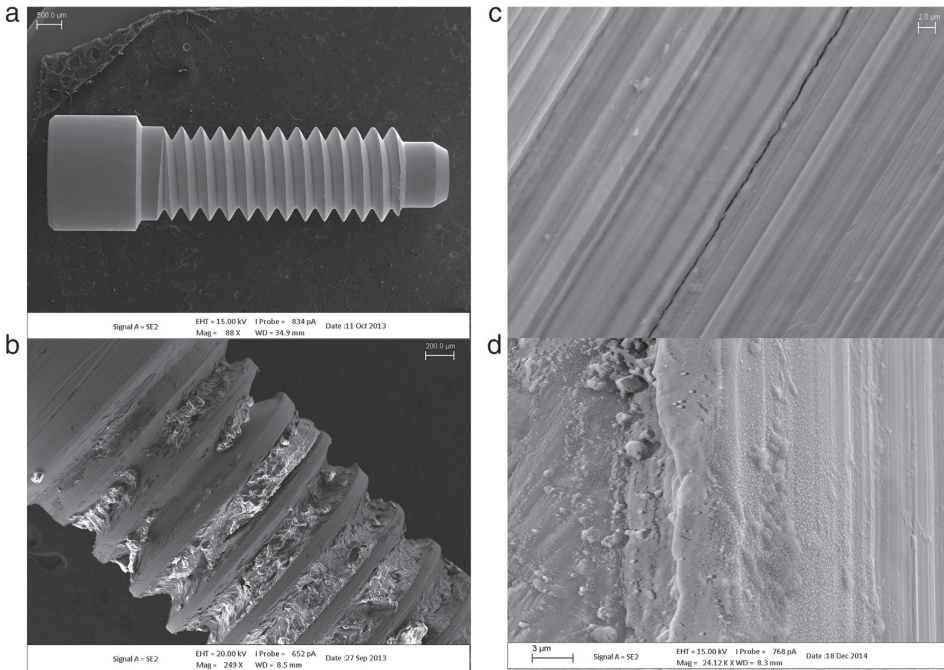


Fig. 4. a) Phibo Dental abutment screw (control sample). b) Corrosion product after 3 months in an oral medium. c) Microcracks produced by cleaning the corrosion product. d) Ag nanoparticles coating of a Phibo Dental screw before corrosion.

got the following images: (Fig. 6)

At the end, AFM images will be shown in Figs. 7 and 8 in order to appreciate the texture and surface of the different prosthetic screws.

3.2. Discussion of results

The following modifications in mechanic properties are produced when the screws are recovered with different nanoparticles: About Table 1:

1. The tensile strength has no modifications by adding nanoparticles.
2. The elastic module experiments a considerable increase in about a 50% in all cases.
3. The elongation suffers a decrease in about a 35% in all the coatings.

The elastic module increases due to heat treatment suffered afflicted by the screws in the coating process. Due to this, samples have less plastic deformation, so the elongation decreases.

As to the coating effect in the corrosion resistance, the next conclusions are obtained (Table 2):

As we can appreciate, recovered screws present better characteristics than the Control one.

- 1) About Ag recover, a very low decrease at elastic modulus is produced (200 MPa), equally visualized in tensile strength. In addition, no changes in the elongation are produced.
- 2) In Cu coatings, an insignificant decrease about tensile strength is noted. That's not the same when we refer to elastic modulus, where the screw suffers a very important change (5.3 to 1.1 GPa).
- 3) Regarding on Ag-Cu recovering, tensile strength, elastic modulus and elongation suffer a very low change. Here we can notice that the influence of Ag nanoparticles domain to copper nanoparticles, because of the low change in elastic modulus. That notices us for possibly being a good option to keep in mind to continue investigating.

Cu coating, instead of its elastic modulus, has an increase in elongation. That's because the plastic deformation is larger than elastic one. This result keeps off about reversibility when the screw has to be extracted from mouth, due to its plasticity deformation.

In summary, the screw's coating that presents the best results talking to mechanical properties is Ag–Cu recover, even better than

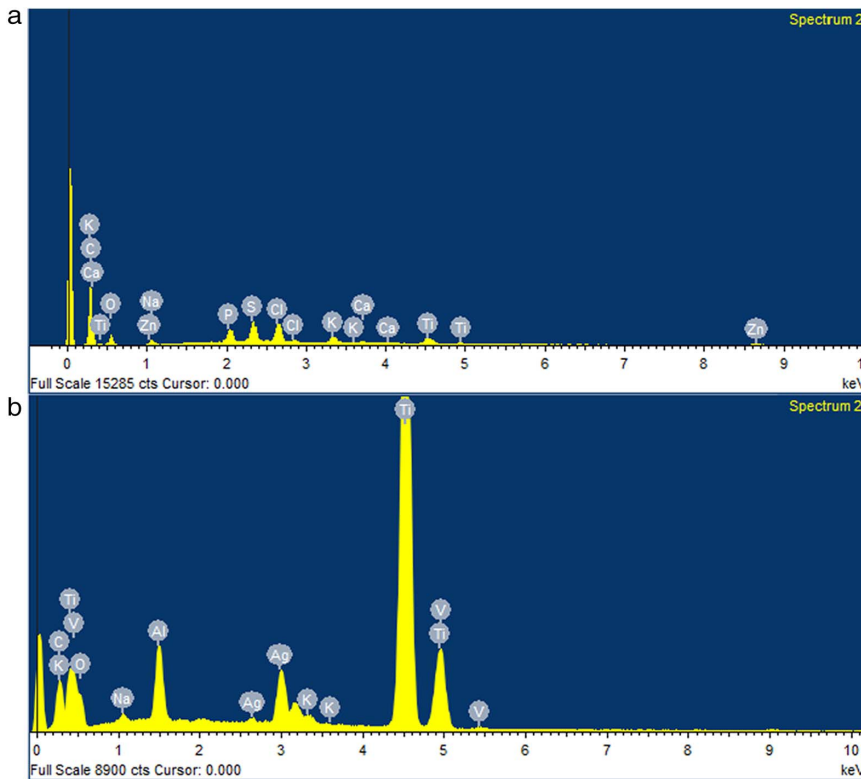


Fig. 5. (a) EDS images from a non-recover screw after corrosion process. (b) Screw recovered with Ag-Cu nanoparticles after corrosion process.

Table 1
Comparison of mechanical properties by a traction test of the different screw types under study.

Name	Tensile strength (MPa)	Elastic modulus (GPa)	Elongation (%)
Phibo Dental	650	2.4	27%
Phibo Dental (Ag)	630	4	18%
Phibo Dental (Cu)	630	5.3	17%
Phibo Dental (Ag-Cu)	670	5.5	17%

Table 2
Different mechanic properties of the screw types and its values after corrosion process.

Name	Tensile strength (MPa)	Elastic Modulus (GPa)	Elongation (%)
Phibo Dental corr.	245	1.9	12%
Phibo Dental (Ag) corr.	480	3.8	17%
Phibo Dental (Cu) corr.	554	1.1	21%
Phibo Dental (Ag-Cu) corr.	571	4.9	16%

Ag coatings.

About SEM, EDS and AFM results:

SEM: We can see in the SEM images the coating through nanoparticles, which does not affect the macroscopic structure of the prosthetic abutment screw. Therefore, it does not influence either the adjustment to the internal thread or the connection of the implant.

We also submitted a coated screw and an uncoated screw (both submitted to corrosion) to the microscope to analyse their fracture, and a rougher fracture was noticed in the case of the uncoated screw (Fig. 6c). We can appreciate how the fracture starts in

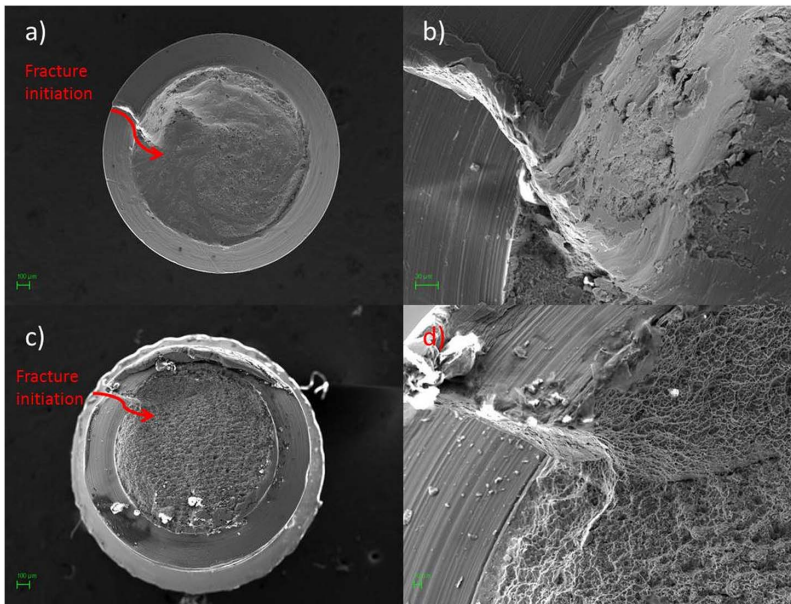


Fig. 6. SEM image obtained by coated sample with nanoparticles and submitted to corrosion (6a) and uncoated sample submitted too to corrosion process (6c).

the zone where more material has been lost, due to the bacterial action in the weaker zones of the surface. This is the reason why the crack tends to spread in in this zone easily. Also, it can be appreciated the corrosion product in several zones of the screw.

EDS: One can appreciate on the control screw subjected to corrosion the presence of elements generated by corrosion product provoked by the contact of the prosthetic abutment screw with the oral medium. The main present elements detected on the surface are: K, Ca, Cl, S... etc.

In the case of the coated screws with Ag-Cu an inhibition is produced of the formation of the corrosion product and therefore, we can appreciate more intense peaks of Ti which is found on the surface of the prosthetic abutment screw subjected to corrosion.

AFM: As we can appreciate, some peaks appear on the screw's surface due to mechanical process for screws. By adding nanoparticles topography changes, showing bulkier areas. Those are reflecting the presence of nanoparticles depositions on the surface.

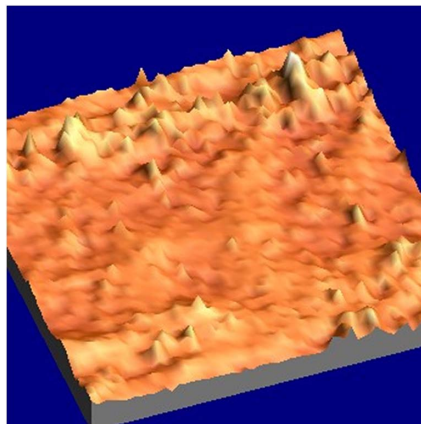


Fig. 7. Non coated screw (Phibo Control) surface studied by AFM.

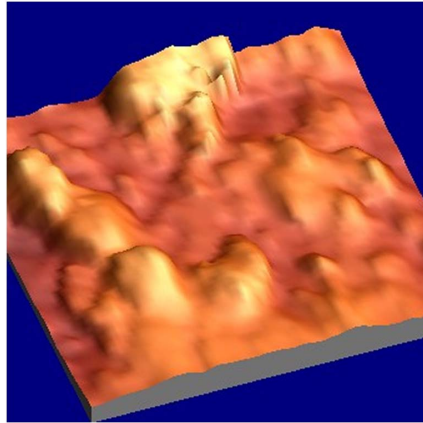


Fig. 8. Coated screw surface studied by AFM.

4. Discussion

The inhibition of formation of corrosion product produced by the incorporation of particles of Ag and/or Cu has caused that microcracks of propagation have not been found on the surface of our coated screws. Other coatings such as the WC from the Nobelbiocare Trading House have demonstrated a good performance in their observation with SEM.

The success of the implants in the long run requires formation and maintenance of a functional interphase between the environment and the implant. Therefore, not only the material has to withstand the conditions of the functional charge but also the conditions of the physiological environment have to tolerate the material and the structure of the implant [28].

The bacterial influence on the behavior of the implants has historically been aimed at inflammatory processes which happen during the bone-titanium interphase. The periimplantitis destroys the periimplant bone tissue and this causes with its advance the loss of the integration. From the observation of this infectious phenomenon on the titanium surface we can observe live how the physiological changes provoked by the bacterial action alter significantly the titanium [29,30]. In 2012, Gil submits samples to a bacterial corrosion in vitro and also to various mechanic tests and he describes in detail how the fracture is because of fatigue. He also indicates that the growth in the initial cracks produced by corrosion decreases the physical qualities of titanium; he quantifies a 7% less of bending force and a 15% less of fatigue strength.

Thus, Fleck [28] links different chemical-biological environments with the different phases in the fatigue of the materials subjected to load and corrosion in the complex implant-abutment prosthesis. Tomas [31] verifies how the presence of albumin in Ringer's solution increases the alterations because of corrosion on the TiAl6V4, and we can corroborate that the protein contents in saliva along with the salts increase the corrosion. We corroborate that by obtaining our screws of patient's mouth together with the traction and corrosion tests done. The fibrinogen interacts with the surface of the electrons and this produces changes on the surface of the titanium which conditions its corrosion resistance.

There are not any available studies about the use of nanoparticles on prosthetic screws but we can find studies about coatings from other materials such as WC [32] in which the conditions of the oral medium are simulated on the prosthetic screws, and with the conclusion of a reduction of a 19% in the limit of fatigue showed on the implants submitted to an exposition to a medium similar to the oral one and also with the conclusion that the coatings are an effective tool to avoid fractures on the titanium since they add elasticity to the prosthetic screws as long as the coated surface remains.

Further studies of polarization have been carried out about coated materials with Cu and a combination of Ag/Cu, which show that Cu coatings by themselves are not resistant to pitting corrosion in chlorine environments [33]. However, when we compared the polarization curves with the Ag/Cu coatings, the result was the improvement of the corrosion current of Ag/Cu, due to the formation of a passivated layer which inhibits partly the formation of corrosion product. These results coincide with the ones obtained in the experimental phase, after subjecting the samples to a corrosive process. It is observed how the screw coated with corroded Cu presents poor mechanical properties when compared to the screw coated with corroded Ag/Cu.

Authors as Choe [34], Gil [35], Queiroz [36], etc. have carried out studies on fatigue on different coatings of the prosthetic screws. However, their considerations have been mechanical and they are not related to corrosion. They all conclude that coatings are a beneficial element in the improvement of cyclic fatigue.

The decrease of product of corrosion on the titanium surface thanks to the use of Silver and Copper nanoparticle could be a protective factor against corrosion, as it reduces the absorption of Hydrogen and the embrittlement of the titanium surface [37]. And this is the main causal agent in the appearance of microcracks as the microanalysis EDS values indicate.

5. Conclusions

1. The coating of the prosthetic screws with Ag and/or Cu nanoparticles produces an improvement of the resistance to the corrosion produced on the titanium surface in the oral medium. The mechanic properties of the screw coated with Ag/Cu are less affected by the environmental corrosive process than the rest of coatings and the control model.
2. The use of this combination of particles will be growing due to the continuous expansion in the field of biomaterials and its use in nanotechnology.
3. Nanotechnology uses, like electrodeposition on Ti, could drastically reduce the incidence of implant failures oral physiological environment.
4. The industrial process about screws machining should be improved and revised.

References

- [1] US Dental Market, Exhibit. 2-2. Dental Implants Market by Segment. (US) 2004–2010: 8–12, Millenium Research Group, 2006.
- [2] P.I. Brånemark, Introduction to osseointegration, in: P.I. Brånemark, G.A. Zarb, T. Albrektsson (Eds.), *Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*, Quintessence, Chicago, 1985, pp. 11–77.
- [3] C.W. Douglass, A. Shih, L. Ostry, Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? *J. Prosthet. Dent.* 87 (2002) 5–8.
- [4] E.A. Patterson, R.B. Johns, Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 7 (1992) 26–33.
- [5] R. Burguete, R.B. Johns, T. King, E.A. Patterson, Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants, *J. Prosthet. Dent.* 71 (1994) 592–599.
- [6] C.E. Misch, H.L. Wang, C.M. Misch, M. Sharawy, J. Lemons, K.W. Judy, Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part I, *Implant. Dent.* 13 (2004) 207–217.
- [7] J.E. Haack, R.L. Sakaguchi, T. Sun, J.P. Coffey, Elongation and preload stress in dental implant abutment screws, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 10 (1995) 529–536.
- [8] E.A. McGlumphy, D.A. Mendel, J.A. Holloway, Implant screw mechanics, *Dent. Clin. N. Am.* 42 (1998) 71–89.
- [9] J. Nissan, M. Gross, A. Shifman, D. Assif, Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators, *J. Prosthet. Dent.* 86 (2001) 20–23.
- [10] J.H. Bickford, *Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints: Non-gasketed Joints*, fourth ed., CRC Press, Boca Raton, 2007 (p. 137–69, 293–352, 391–421).
- [11] C.N. Elias, et al., *Mater. Sci. Eng. C* 26 (2006) 1361–1366/1362.
- [12] S. D'Ercole, A. Scarano, V. Perrotti, et al., Implants with external hexagon and conical implant-abutment connections: an *in vitro* study of the bacterial contamination, *J. Oral Implantol.* 40 (1) (2014) 30–36.
- [13] P.P. Binon, The external hexagonal interface and screw-joint stability: a primer on threaded fasteners in implant dentistry, *Implant. Dent. QDT* (2000) 91–105.
- [14] C. Dawes, Salivary flow patterns and the health of hard and soft oral tissues, *JADA* 139 (5 suppl) (2008) 18S–24S.
- [15] A.V.N. Amerongen, Salivary glands and saliva. Number 2. Saliva - the defender of the oral cavity, *Oral Dis.* 8 (2002) 12–22.
- [16] S.R. Sousa, M.A. Barbosa, Corrosion resistance of titanium CP in saline physiological solutions with calcium phosphate and proteins, *Clin. Mater.* 12 (1993) 1–4.
- [17] D.C. Rodrigues, P. Valderrama, T.G. Wilson, K. Palmer, A. Thomas, S. Sridhar, A. Adapalli, M. Burbano, C. Wadhvani, Titanium corrosion mechanisms in the oral environment: a retrieval study, *Mater. Sci. Eng.* 6 (2013) 5258–5274.
- [18] M. Papakyriacou, et al., *Int. J. Fatigue* 22 (2000) 873–886.
- [19] J.C. Souza, M. Henriques, R. Oliveira, J.P. Celis, L.A. Rocha, Do oral biofilm influence the wear and corrosion behavior of titanium? *Biofouling* 26 (4) (2010) 471–478.
- [20] A. Rodríguez-Hernández, J.A. Muñoz-Tabares, M. Godoy-Gallardo, A. Juárez, F.J. Gil, S. *Sanguinis* adhesion on rough titanium surfaces: effect of culture media, *Mater. Sci. Eng.* 33 (2013) 714–720.
- [21] K. Hojo, S. Nagaoka, T. Ohshima, N. Maeda, Bacterial interactions in dental biofilm development, *J. Dent. Res.* 88 (2009) 982–990.
- [22] H. Liedberg, Silver alloy coated catheters reduce catheter-associated bacteriuria, *Br. J. Urol.* 65 (1990) 379–381.
- [23] W. Stamm, Catheter-associated urinary tract infections: epidemiology, pathogenesis and prevention, *Am. J. Med.* 91 (1991) 65–71.
- [24] S. Robin, T. Soulimane, S. Lavelle, S. Tofail (Ed.), *Interactions of Biofilmforming Bacteria with Abiotic Surfaces*, RSC Nanoscience and Nanotechnology; Royal Society of Chemistry: London, 21 2012, pp. 131–135 Chapter 9.
- [25] S.D. Park, Y. Lee, Y.L. Kim, A.H. Yu, M.J. Bea, H.W. CHO, Microleakage of different sealing material in access holes of internal connection implant systems, *J. Prosthet. Dent.* 108 (2012) 173–180.
- [26] M. Quirynen, D. van Steenberghe, Microbial penetration along the implant components in Branemark system. An *in vitro* study, *Clin. Oral Implants Res.* 5 (1993) 239–244.
- [27] O.D. Moráñez, U.C. Belsler, The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses, *J. Prosthet. Dent.* 103 (2010) 189–191.
- [28] Claudia Fleck, Dietmar Eifler, Corrosion, fatigue and corrosion fatigue behavior of metal implant materials especially titanium alloys, *Int. J. Fatigue* 32 (2010) 929–935.
- [29] D. Van Steenberghe, I. Naert, R. Jacobs, M. Quirynen, Influence of inflammatory reactions vs occlusal loading on peri-implant marginal bone level, *Adv. Dent. Res.* 13 (1999) 130–135.
- [30] A. Piattelli, A. Scarano, M. Piattelli, E. Vaia, S. Matarasso, Hollow implants retrieved for fracture: a light and scanning electron microscope analysis of 4 cases, *J. Periodontol.* 69 (1998) 185–189.
- [31] H. Tomas, A.P. Freire, L.M. Abrantes, *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 5 (1994) 446–451.
- [32] Min Gun Kim, Fatigue properties on the failure mode of a dental implant in a simulated body environment, *Met. Mater. Int.* 17 (5) (2011) 705–711.
- [33] H. Jing, Z. Yu, Li Li, Antibacterial properties and corrosion resistance of Cu and Ag/Cu porous materials, *J. Med. Mater. Res.* 87A (2008) 33–37.
- [34] Yong-Hoon Jeong, Chung-Hwan Lee, Chae-Heon Chung, Mee-Kyoung Son, Han-Cheol Cho, Effects of TiN and WC coating on the fatigue characteristics of dental implant, *Surf. Coat. Technol.* 243 (2014) 71–81.
- [35] F.J. Gil, A. Rodríguez, E. Espinar, J.M. Llamas, E. Padullés, A. Juárez, Effect of oral bacteria on the mechanical behavior of titanium dental implants, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 27 (2012) 64–68.
- [36] J.R.C. Queiroz, P.H. Corazza, A.M. Silva, S.M.S. Marocho, R.O.A. Souza, M.A. Bottino, Carbon film coating abutment surface: effect on the screw detorque, *Implant. Dent.* 28 (2012) 33–34.
- [37] T. Owaga, K. Yokoyama, K. Asaoka, J. Sakai, Hydrogen absorption behavior of beta titanium alloy in acid fluoride solutions, *Biomaterials* 25 (12) (2004) 2419–2425.

Tesis Doctoral - Manuel Martínez Olmedo



UNIVERSIDAD DE JAÉN
ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE LINARES

Departamento de Ingeniería Química Ambiental y de los Materiales